



HODNOCENÍ KOMFORTU ŽENSKÉHO ZPEVŇOVACÍHO PRÁDLA

EVALUATION OF COMFORT THE REINFORCING FEMALE UNDERWEAR

Bakalářská práce

Studijní program: B3107 – Textil
Studijní obor: 3107R004 – Technologie a řízení oděvní výroby
Autor práce: Klára Šťastná
Vedoucí práce: Ing. Blažena Musilová, Ph.D.

Rozsah práce:

Počet stran: 44
Počet obrázků: 18
Počet grafů: 7
Počet tabulek: 6





Bachelor thesis

Study programme: B3107 – Textil

Study branch: 3107R004 – Clothing production technologies and management

Author: **Klára Šťastná**

Supervisor: Ing. Blažena Musilová, Ph.D.



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta textilní

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Klára Šťastná**
Osobní číslo: **T11000214**
Studijní program: **B3107 Textil**
Studijní obor: **Technologie a řízení oděvní výroby**
Název tématu: **Hodnocení komfortu ženského zpevňovacího prádla**
Zadávající katedra: **Katedra oděvnictví**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Seznamte se s principy termografie a proveďte rešerši na téma měření povrchové teploty lidského těla. Studujte principy kapacitních snímačů.
2. Seznamte se s principy bezdotykového měření teploty pomocí IČT kamery a s principem měření svěrných účinků oblečení s použitím kapacitního snímače tlaku.
3. Navrhněte vhodné podmínky a uspořádání pracoviště pro měření změny teploty těla v souvislosti se svěrnými účinky podprsenkových košíčku na měkké lidské tkáni.
4. Na vybrané probandce proveďte měření svěrných účinků experimentální podprsenky. Proveďte srovnání výsledků z termografie s výsledky měření tlaku pomocí kapacitního snímače jehož dielektrikum je tvořeno oděvním materiálem.
5. Navrhněte metodu pro vyhodnocení termogramu se záměrem definice metody pro hodnocení komfortu ženského zpevňovacího prádla.

Rozsah grafických prací: dle rozsahu dokumentace
Rozsah pracovní zprávy: cca 40 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná
Seznam odborné literatury:

- Song G, Improving Comfort in Clothing, Woodhead Publishing: Cambridge 2011, ISBN-13: 978-1845695392.
- Musilová B, Predikce konstrukčních parametrů stříhů korzetových výrobků, disertační práce TUL Liberec 2012.
- Yu W & Fan J, Innovation and Technology of Women's Intimate Apparel. Woodhead Publishing: Cambridge 1 edition 2006, ISBN-13: 978-0849391057.
- Filatov V.N, Navrhování pružných textilních výrobků, SNTL: Praha 1984.
- RAL GZ 387-1, Medical Compression Hosiery - Quality Assurance, Published: Supersedes RAL GZ 387, Germany 2008.
- Drastich A, Netelevizní zobrazovací systémy, VUT v Brně 2001, ISBN:80-214-1974-1.
- Platil A a Ripka P, Senzory a převodníky, Skripta ČVUT, Praha 2005.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Blažena Musilová, Ph.D.
Katedra oděvnictví

Datum zadání bakalářské práce: 2. listopadu 2013
Termín odevzdání bakalářské práce: 19. května 2014


Ing. Jana Drašarová, Ph.D.
děkanka




doc. Ing. Antonín Havelka, CSc.
vedoucí katedry

V Liberci dne 2. listopadu 2013

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum:

Podpis:

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych zde poděkovala vedoucí mé bakalářské práce Ing. Blaženě Musilové Ph.D. z Katedry oděvnictví Technické univerzity v Liberci za cenné připomínky, trpělivost a ochotu při vedení mé závěrečné práce. Dále bych ráda poděkovala doc. Ing. Miroslavu Svobodovy z Ústavu mechatroniky a technické informatiky za hodnotné konzultace a vstřícnou pomoc při řešení mé bakalářské práce. Ještě bych zde ráda poděkovala Ing. Renatě Němčokové z Katedry oděvnictví za instruktáž a asistenci při měření termokamerou. A v neposlední řadě bych ráda poděkovala své rodině za poskytnutí prostředků a podporu ve studiu.

ANOTACE

Tato bakalářská práce je zaměřena na hodnocení komfortu ženského zpevňovacího prádla. V této práci bude přiblížen způsob práce s termokamerou FLIR X6540sc, podmínky a ovlivňující faktory měření. Poté se tato práce bude zabývat metodami snímání povrchové teploty kůže lidského těla v oblasti prsou. Budou studovány kompresní účinky oděvu jejich vliv na lidské tělo. Dále bude prováděno měření tlaku podprsenkových košů pomocí kapacitních snímačů tlaku zabudovaných v podprsence. Na závěr budou data vyhodnoceny a bude hledána závislost mezi působícím tlakem a změnou teploty.

KLÍČOVÁ SLOVA

Termokamera FLIR, kapacitní snímač tlaku, podprsenka, teplota těla, emisivita, komprese.

ABSTRACT

This thesis is focused on the evaluation of the comfort women's underwear paving. In this work the way work is approached with a thermal imager FLIR X6540sc, conditions and factors affecting the measurement. After this work will address methods for scanning the surface skin temperature of the human body in the breast. They studied the effects of compression garments their impact on the human body. It will be measuring the pressure podprsenkových baskets by means of capacitive pressure sensors built-in bra. In conclusion, the data will be evaluated and will be searched for dependence between the applied pressure and temperature change.

KEYWORDS

FLIR thermal imaging camera, capacitive pressure sensor, bra, body temperature, emissivity, compression.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ, ZNAČEK A ZKRATEK	11
ÚVOD	12
1. TERMODIAGNOSTIKA	13
1.1 Vývoj infračervené termografie	13
1.2 Infračervené záření	13
1.3 Zdroje infračerveného záření	14
1.4 Vyzařování těles	15
1.5 Planckův zákon záření černého tělesa	16
2. PŘENOS TEPLA	17
2.1 Emisivita a vlastnosti snímané kůže	17
2.2 Přenos tepla mezi „tělem“ a kůží	17
2.2.1 Kondukce- vedení tepla	17
2.2.2 Konvekce proudění tepla	18
2.2.3 Záření	18
3. TEPLOTA TĚLA A JEJÍ MĚŘENÍ	19
3.1 Teplota	19
3.2 Teplota těla a kůže	19
3.3 Zdroje tepelných změn člověka	19
3.4 Topologie povrchu těla a její vliv na detekci teplotního reliéfu	20
3.5 Teplota vnějšího prostředí a její vliv na povrchový teplotní reliéf	20
3.6 Vnější faktory ovlivňující detekci a generaci povrchového teplotního reliéfu lidského těla	21
3.7 Charakteristika kontaktní a bezkontaktní metody měření teploty	22
3.8 Bezdotykové teploměry	23
3.8.1 Širokopásmové teploměry	23
3.8.2 Úzkopásmové teploměry	24
3.8.3 Poměrové radiační teploměry	24

3.8.4 Optické pyrometry	24
4. KOMFORT ODĚVU	26
4.1 Struktura prsa	26
4.2 padnutí podprsenky	26
4.3 KES systém	28
4.3.1 Měření komprese na KES systému	29
5. KAPACITNÍ SNÍMAČ TLAKU	30
5.1 Nastavení kapacitních snímačů	31
5.2 Schéma výstupního signálu z kapacitního snímače	32
5.3 Kalibrace jednotlivých snímačů na podprsence	33
6. PRAKTICKÁ ČÁST	37
6.1 Návrh experimentu	38
6.2 Podmínky experimentu	38
6.3 Experimentální podprsenka	38
6.4 Použitá termokamera	40
6.5 Kalibrace kapacitního snímače	40
6.5.1 Postup kalibrace tlakového snímače	42
6.6 Dodržení podmínek experimentu	45
7. VYHODNOCENÍ DAT	47
7.1 Vyhodnocení dat – probandka první	47
7.2 Vyhodnocení dat – probandka druhá	51
7.3 Porovnání hodnot měření tlaku a měření teploty	53
8. ZÁVĚR	55
POUŽITÁ LITERATURA:	57
SEZNAM OBRÁZKŮ:	59
SEZNAM GRAFŮ:	59
SEZNAM TABULEK:	60

PŘÍLOHY	61
---------------	----

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ, ZNAČEK A ZKRATEK

TUL	Technická univerzita v Liberci
KES	Kawabata Evaluation Systém
NaCl	Chlorid sodný
M	Metr
K	stupeň Kelvina
IČ	Infra červené
°C	stupeň Celsia
AČT	Absolutně černé těleso
Kg	Kilogram
ŠT	Šedé těleso
Tzv.	Takzvaný
H ₂ O	Voda
CO ₂	Oxid uhličitý
O ₃	Ozon
CH ₄	Metan
CO	Oxid uhelnatý
Např.	Například
%	Procento
Δ	Delta
kPa	Kilopascal
Tj.	To je
μm	Mikrometr
Nm	Nanometr
m	metr
cm ²	Centimetr čtverečný
gf	gram-force

ÚVOD

Podprsenka je součástí šatníků každé moderní ženy ve vyspělé civilizaci. Ženy nosí podprsenku každý den 10-12 hodin, od puberty až do smrti. Při jejím nošení jsou vyvíjeny různě náročné fyzické aktivity, proto je úkolem podprsenky zpevnit a tvarovat poprsí, které má vlivem věku a fyziologických změn na těle ženy tendenci ochabovat.

Je důležité si uvědomit, že podprsenka nemá jen estetickou funkci. Při nošení zpevňovacího spodního prádla je důležité myslet zejména na komfort a hygienu. Správného padnutí zpevňovacího spodního prádla je docíleno kompresními silami spolu se správně zvolenou velikostí prádla. Špatně zvolená velikost podprsenky může způsobit své nositelce nepříjemné pocity jako škrcení, či bolesti zad a páteře. Tyto nepříjemné pocity mohou nositelku omezit v jejích každodenních aktivitách, případně u žen s větším poprsím mohou způsobovat zdravotní rizika. Je-li žádáno optimalizovat design a zároveň mechanické vlastnosti podílející se na kontaktu mezi poprsím a podprsenkou, měla by být tato optimalizace studována experimentálně i teoreticky.

Díky stále se rozvíjejícímu oboru termodiagnostika, je možné zapojit infračervenou kameru téměř do jakéhokoliv výzkumu. Je zde kladen důraz na měření teplot bezkontaktní metodou, zejména pak na zobrazování teplotních polí. V roce 1998 Li a kolektiv [10] provedli vyšetření smyslových reakcí na spotřebitelské oblečení u lidí žijících v různých zemích. Bylo zjištěno, že komfort oblečení má tři nezávislé smyslové faktory a to hmatové, tlakové a tepelně- vlhkostní. Na základě získaných informací bude provedeno měření povrchové teploty lidského těla po sundání zpevňovacího spodního prádla, a bude zkoumán vliv svěrných účinků prádla závislých na teplotě povrchu lidského těla.

1.TERMODIAGNOSTIKA

1.1 Vývoj infračervené termografie

Objevitelem infračerveného záření byl Sir William Herschel v roce 1800. Experimentoval s hranolem a rozložil světlo na jednotlivé barvy. Zjistil postupné narůstání teploty spektra od fialové barvy po červenou. Jeho syn, John Herschel vytvořil termogram, což je jednoduchý záznam tepelného obrazu na papír.[1] V roce 1830 italský badatel Melloni objevil vhodný materiál (NaCl) pro výrobu čoček. Dalším důležitým vynálezem byl bolometr, badatel Langley jej vynalezl v roce 1880. Byl schopen detekovat teplo krávy až na vzdálenost 400m. Roku 1900 formuloval německý fyzik Max Planck, zavedením kvantové hypotézy, základní zákon tepelného záření absolutně černého tělesa. Představa, podle které se nemůže zářivá energie měnit spojitě, nýbrž jen v celistvých násobcích, dále již v nedělitelných kvantech energie- fotonech. Tato teorie umožnila vysvětlit takové jevy, jako vnější a vnitřní fotoelektrický jev, které byly při klasickém vlnovém pojetí šíření elektromagnetického vlnění, nevysvětlitelné.[9] Roku 1940 byl vytvořen tepelný obraz na základě rozdílného odpařování tenké vrstvy oleje vystavené tepelnému záření. Sir James Dewar byl první, kdo začal používat u nízkých teplot jako chladivo zkapalněné plyny, např. dusík N₂.

První termografický systém byl vyroben v roce 1964. Vyrobila jej firma AGA a kvůli svým rozměrům byl určen zejména pro vojenské účely. První termovizní systém vyrobený pro civilní použití byl vyroben v roce 1965 pod názvem Termovision 651. Bezkontaktní měření teploty je spojeno s využitím elektromagnetického spektra, respektive jeho infračervené části (0,75μm – 1mm). Pomocí termografických systémů lze měřit teplotu na povrchu zobrazovaných polí, nikoliv uvnitř.

1.2 Infračervené záření

Dle Drasticha [1] je rozdělen signální radiační tok používaný v procesu infračerveného zobrazení k přenosu informace mezi primárním parametrickým polem a zobrazovacím systémem, který je tvořen elektromagnetickým zářením v rozsahu vlnových délek 0,75μm až 1mm. Celé pásmo je rozděleno na:

- Blízká infraoblast: 0,75μm až 3μm NWIR (NearWave Infra-Red),
- Střední infraoblast: 3μm až 5μm MWIR (MidWave Infra-Red),
- Vzdálená infraoblast: 5μm až 15μm LWIR (LongWave InfraRed),

- Velmi vzdálenou infraoblast: 15 μ m až 1mm VLWIIR (Very LongWave InfraRed)

1.3 Zdroje infračerveného záření

Infračervené záření je pojem, který se používá pro elektromagnetické záření s vyšší vlnovou délkou a nižší frekvencí než je frekvence viditelného červeného světla. Všechna tělesa vyzařují elektromagnetické záření ve formě vln. Některé elektromagnetické vlny dokáží přenášet tepelnou energii. Tepelná energie vyzařovaná lidským tělem a vnímaná lidskými smysly je přenášena zářením v infračerveném spektru.[5]

Dle Drasticha [1] lze rozdělit zářivou infračervenou část spektra do třech typů zdrojů:

- luminiscenční zdroj,
- rádiový zdroj,
- tepelný zdroj.

Luminiscenční a rádiové zdroje záření podléhají specifickým zákonitostem, proto se s nimi nebude dále zabýváno.

Infračervené záření je generováno veškerou hmotou, jejíž teplota je vyšší než absolutní nula (0 K). Velikost zářivého toku generovaného tepelnými zdroji, jeho spektrální složení a směr šíření závisí na vlastnostech a teplotě zdroje záření.

Zářivá energie- signál, nesoucí informaci o povrchové teplotě vybraného předmětu, prochází před vlastní detekcí vrstvou atmosféry. V závislosti na vlastnostech atmosféry, její transparenční pro infračervené záření, může dojít k útlumu signálového radiačního toku. Zeslabení zářivého toku při průchodu atmosférou může být způsobeno jednak přímou absorpcí a jednak rozptylem na molekulách plynu, aerosolech, kapkách vody a částicích kouře. Na snižování transparence atmosférického prostředí se podílí zejména molekuly H₂O, CO₂, O₃, CH₄ a CO, které vymezují ve spektrální závislosti koeficient absorpce atmosféry, tzv. atmosférická okna.[9]

1.4 Vyzařování těles

Každé těleso, kapalné i pevné je zdrojem elektromagnetického vlnění, tzv. tepelného záření vznikajícího v důsledku kmitání částic, z nichž se těleso skládá. S rostoucí teplotou stoupá celkové množství tělesem vyzařené energie a záření se přesouvá do oboru kratších vlnových délek. Vyzařování tepelného záření různými tělesy je ovlivněno jeho schopností nejen záření vyzařovat, ale i pohlcovat a odrážet. Absolutně černé těleso dokonale pohlcuje veškerou energii, která na těleso dopadá. Nedochozí k žádnému odrazu záření, proto je za nízké teploty těleso zobrazeno jako dokonale černé. Absolutně černé těleso se chová jako dokonalý Lambertovský zářič, dokáže pohltit veškerou energii dopadajícího záření a to v celém spektru vlnových délek. [3,4]

Obecné zdroje mohou část zářivé energie odrážet, část absorbovat a část také propouštět. Při tom je spektrální závislost různá. Vlastnosti obecného radiačního zdroje však bývají nejčastěji popsány koeficientem ε , který je označen jako emisivita povrchu zdroje. Tento parametr je definován jako poměr intenzity vyzařování obecného tělesa, k intenzitě vyzařování AČT na téže teplotě. [9]

Koeficient emisivity ε se mění od 0, pro nezářivé zdroje k 1 pro AČT. Emisivita je závislá na typu materiálu a vlastnostech jeho povrchu. Její velikost se může měnit s vlnovou délkou záření a teplotou materiálu.

Lze určit tři typy teplotních radiačních zdrojů: [9]

- absolutně černé těleso (AČT) pro které platí $\varepsilon=1$,
- šedé zdroje (zářiče) – ŠT, pro které platí $\varepsilon < 1$, ale je konstantní,
- selektivní zdroje (zářiče) pro které se ε mění v závislosti na vlnové délce λ .

1.5 Planckův zákon záření černého tělesa

Myšlenka Maxe Plancka vedla k zavedení kvantové hypotézy záření zářivé energie a díky této myšlence bylo umožněno formulovat základní zákon tepelného záření absolutně černého tělesa, viz obrázek 1.[7]

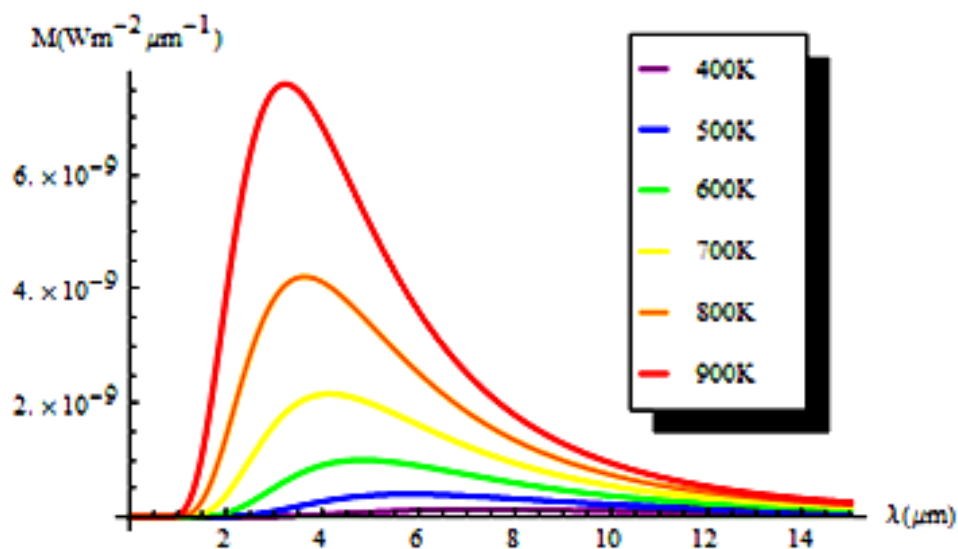
$$L_{0\lambda} = \frac{c_1}{\lambda^5} \frac{1}{\exp\frac{c_2}{\lambda T} - 1} \quad [\text{W} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \mu\text{m}^{-1}] \quad (1)$$

Kde: $c_1 = 1,191 \cdot 10^{-16} [\text{W} \cdot \text{m}^2]$

$c_2 = 1,4388 \cdot 10^{-2} [\text{K} \cdot \text{m}]$

c_1, c_2 – první a druhá vyřazovací kontrola

$T [\text{K}]$ – absolutní teplota



Obrázek 1 Planckův vyzařovací zákon [8]

2. PŘENOS TEPLA

2.1 Emisivita a vlastnosti snímané kůže

Dle Drasticha [1] je nad 6 μ m koeficient emisivity ϵ suchého neochlupeného rovinného povrchu kůže nezávislý na barvě pokožky, jeho velikost je v intervalu 0,98 až 0,99. Vzhledem ke skutečnosti, že lidská kůže není v tomto spektrálním intervalu pro IČ transparentní, lze ji považovat za matný materiál s koeficientem reflexe:

$$\rho = 1 - \epsilon \quad (2)$$

I když je hodnota ρ velmi malá (1 až 2%) způsobuje, že povrchem kůže reflektovaná složka radiačního toku od pozadí a vnějších zdrojů může do značné míry ovlivnit obraz povrchového teplotního reliéfu kůže. Bylo zjištěno, že lidská pokožka není ideální Lambertovský zářič.

2.2 Přenos tepla mezi „tělem“ a kůží

Z anatomického hlediska je kůže součástí těla. V podstatě je to nejobjemnější a nejtěžší orgán lidského těla. Musí být rozlišováno mezi kůží a zbytkem lidského těla. Proto bude dále používán termín „tělo“ pro všechny lidské tkáně a orgány s výjimkou epitelové vrstvy pokožky. Tělesná teplota se přenáší kondukcí, konvekcí a zářením.[5]

2.2.1 Kondukce- vedení tepla

Kondukce je přenos tepla mezi dvěma pevnými předměty a to přímým kontaktem nebo prostředníkem, který sám o sobě nevykazuje žádný pohyb. Za normálních okolností dochází k vedení tepla mezi tkáněmi v případě, že dojde ke kontaktu dvou tkání s rozdílnou teplotou. Teplo se převádí z teplejší tkáně na chladnější. Obvykle se teplo odvádí z nitra směrem k tělesnému povrchu k pokožce. Svaly a všechny metabolicky aktivní orgány produkují teplo, a to je přenášeno do okolních tkání. [5]

2.2.2 Konvekce proudění tepla

Konvekce probíhá prouděním prostřednictvím tekutin nebo plynů, díky jimž se přenáší teplo z jedné oblasti do druhé. Například krev je tekutina, v níž se teplo pohybuje a která teplo přenáší. Obecně spočívá rozdíl mezi kondukcí a konvekcí v druhu hmoty a v přítomnosti či absenci molekulárních proudů uvnitř hmoty. [5]

2.2.3 Záření

Záření je elektromagnetický jev, který není závislý na molekulách materiálu přenášejícího informace. Vyskytuje se i ve vakuu a má rysy jako světlo. Jedná se o proces šíření energie prostřednictvím vyzařování elektromagnetických vln či částic. Je charakterizováno svou povahou, energií a prouděním. Proudění je někdy nazývané jako tok, představuje počet částic vyslaných na povrch těla za jednotku času.[5]

Kůže je výkonným vysílačem tepelné energie. Frekvence, při níž se vysílá maximum energie, je závislá na teplotě těla, které energii vysílá. Při tělesné teplotě 37°C je vyzařování z lidské kůže maximální při vlnové délce kolem 950-1000 nm, tj. směrem k vyššímu bodu infračerveného záření elektromagnetického spektra. [5]

3. TEPLOTA TĚLA A JEJÍ MĚŘENÍ

3.1 Teplota

Teplota je z latinského *temperatura* = příjemný pocit. Teplota vychází ze zvláštního pocitu člověka, který je schopen některými svými orgány vnímat a reagovat na teplo a chlad. Teplota není projevovala jen jako podnět pro určitý druh pocitů podráždění člověka, ale i řadou jiných způsobů, např. změna teploty mění rozměry většiny těles. Je jednou z nejdůležitějších stavových veličin ovlivňující téměř všechny stavy a procesy v přírodě. [6]

3.2 Teplota těla a kůže

Dle Barrala [5] je člověk označován jako endotermní (teplota těla je výsledkem vnitřních metabolických procesů) a homeotermní (teplota uvnitř těla je poměrně stálá) savec. Ve skutečnosti je teplota těla měněna důsledkem fyzické aktivity, horečky, hormonální aktivity případně i emocionálním stavem. Tkáně v končetinách či blíže k povrchu těla jsou často chladnější nežli tkáně uložené hlouběji v těle.

Průměrná tělesná teplota u lidí je 37 °C. Existuje zde určitá variabilita, pokud je venku zima, mohou být nohy chladnější až o 5 °C než je teplota uvnitř břicha. Při trávení těžkého jídla se může teplota krve, která vstupuje do jater, zvýšit až na 40 °C.

3.3 Zdroje tepelných změn člověka

Dle Barrala [5] je tělesná teplota ovlivňována například věkem. Tělesná teplota plodu je vyšší než tělesná teplota matky. Po porodu teplota rychle klesne. K částečnému zvýšení může dojít v období růstu případně v období menopauzy. Ve stáří tělesná teplota klesá v závislosti na snížení tělesné aktivity.

Důležitým faktorem u žen je menstruační cyklus. U průměrné dospělé ženy je tělesná teplota cca 36,5 °C ve fázi po skončení menstruace. Kolem 14. dne typického 28 denního menstruačního cyklu teplota krátce klesne na 36,1 °C. Následně se teplota rychle zvedne a to do 16 dne na 37 °C a na této úrovni zůstává po celou dobu postovulační fáze. Tyto změny v těle jsou způsobeny činností žlutého tělíska, které produkuje ženské hormony progesteron a estradiol.

Trávení a metabolická činnost v těle mají nepatrný vliv na tělesnou teplotu. Když je jídlo tráveno v tenkém střevě, je uvolněno teplo a tělesná teplota se zvýší o 0,1-0,2°C. Stejný vliv má i přísun alkoholu.

Dle Drasticha [7] je základním atributem živé hmoty látková a energetická přeměna. Rozkladem tuků, sacharidů a bílkovin obsažených v potravě získá organismus energii, která je využívána k činnosti orgánů, svalové práci a udržení relativně konstantní teploty lidského jádra. Teplo je tvořeno v těle neustále ($4,18 \cdot 10^3$ J za hodinu na 1kg hmotnosti).

Lze říci, že z hlediska vnitřních faktorů bude povrchový teplotní reliéf kůže ovlivněn zejména skladbou tkání pod kůží- tepelná vodivost, stavem cévního řečiště- tepelná konvekce a generací tepla spojeným s fyziologickou nebo patologickou buněčnou aktivitou- metabolické teplo. Je předpokládáno, že nádorová tkáň v těle je „nezávislý“ tepelný zdroj, jehož energie se projeví změnou povrchové teploty.

3.4 Topologie povrchu těla a její vliv na detekci teplotního reliéfu

Dle Drasticha [7] je vzájemný vztah mezi geometrií povrchu lidského těla a infrazobrazovacím systémem. Jejich topologie ovlivňuje ve značné míře výsledný teplotní reliéf, prezentovaný zařízením. Rozhodující vliv na nepřesnost transformace primárního parametrického pole na jeho obraz má:

- Velikost úhlu sklonu povrchu těla vzhledem k optické ose systému
- Velikost úhlu mezi osou vstupního otvoru systému a jeho optickou osou na okrajích zorného pole
- Teplota vzduchu v místnosti, ve které probíhá vyšetření T_0 a teplota pozadí T_b
- Hloubka ostrosti systému.

3.5 Teplota vnějšího prostředí a její vliv na povrchový teplotní reliéf

Organismem člověka je vytvářen systém pevně vázaný na obklopující prostředí, ve kterém se nachází. Teplota prostředí může mít tedy stěžejní význam při tvorbě kožního teplotního reliéfu. Jsou rozeznávány tři teplotní oblasti, ve kterých se organismus může nacházet. Jsou to tzv. neutrální prostředí, chladné prostředí a teplé prostředí. Neutralitu lze definovat jako takové uspořádání obklopujícího prostředí, které výrazně nestimuluje autoregulační mechanismy (chladové nebo tepelné) lidského organismu. Lidský organismus má v tomto prostředí nejnižší úroveň metabolismu.[7]

Dle Drasticha [7] je neutrální prostředí pro obnažené lidské tělo, které je v klidové poloze při teplotě $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ a prouděním vzduchu menší nežli 1m.s^{-1} . V tomto režimu jsou

ztráty tepelné energie z tělesného jádra ovlivněny pouze zbytkovým vypařováním, konvekcí a zejména radiací z povrchu kůže.

Tabulka 1 povrchová teplota některých oblastí lidského těla při různých teplotách okolního prostředí[7]

Okolní teplota °C	Chodidlo °C	Bérec °C	Stehno °C	Břicho °C	Záda °C	Hrud °C	Rameno °C	Předloktí °C	Ruka °C	čelo °C	Střední Hodnota °C
15	17,4 ±2,4	22,3 ±1,8	23,2 ±2,2	29,1 ±2,3	30,1 ±2,4	29,9 ±2,2	26,2 ±1,3	27,0 ±2,0	19,7 ±2,7	29,7 ±2,1	25,7 ±1,2
20	21,7 ±0,9	25,8 ±1,0	27,9 ±1,5	30,7 ±1,7	31,3 ±1,1	31,9 ±1,1	28,0 ±0,8	27,7 ±0,7	24,0 ±1,3	32,9 ±0,9	28,2 ±0,8
25	27,1 ±0,8	28,9 ±1,0	30,5 ±1,1	33,5 ±0,4	32,7 ±1,5	32,8 ±0,9	30,8 ±2,0	30,3 ±1,3	25,4 ±1,2	33,9 ±0,4	30,6 ±0,9
30	31,6 ±1,0	32,7 ±0,7	33,4 ±0,6	34,7 ±0,8	34,4 ±0,8	34,5 ±0,8	33,4 ±0,8	33,6 ±0,6	32,9 ±0,9	34,8 ±0,7	33,4 ±0,5
35	35,5 ±0,3	35,3 ±0,2	35,0 ±0,4	35,1 ±0,6	35,4 ±0,4	35,9 ±0,3	36,0 ±0,2	35,7 ±0,3	35,8 ±0,2	35,8 ±0,6	35,7 ±0,2

3.6 Vnější faktory ovlivňující detekci a generaci povrchového teplotního reliéfu lidského těla

Využití infrazobrazovacích systémů je založeno na snímání a analýze změn teploty povrchu kůže. Teplota kůže je primárním parametrem, který je systémem vyhodnocen jako diagnosticky cenná veličina. Detekce a vznik povrchového teplotního reliéfu je ovlivněna kromě vnitřních faktorů také tzv. vnějšími faktory. [7]

Infrazobrazovací systém, používaný k zobrazování distribuce primárního parametru, nedetekuje přímo povrchovou teplotu těla, nýbrž energii, která je kůží vyzařena v závislosti na vlastnostech kůže- její emisivitě a na její teplotě. Termovizní záření spolu s primárním parametrickým polem (povrchem lidského těla) vytváří systém, ve kterém dochází k transformaci. Primární parametr- teplota T_s je transformován na parametr M (hustota toku fotonů ve spektrálním intervalu, na který je detektor citlivý). Tento parametr je dále transformován detektorem na elektrický signál napětí. Elektrický signál je dále transformován na lidskými smysly detekovaný vjem- jas, barva. [7]

Do kategorie vnějších faktorů patří všechny skutečnosti, které mohou ovlivnit povrchový teplotní reliéf a jeho obraz a jsou vázány na prostředí, v němž se zobrazovaný objekt nachází. K vnějším faktorům patří: [1]

- **vlastnosti snímaného povrchu-** zejména koeficient emisivity a reflexe

- **velikost snímaného objektu**- bodový nebo plošný
- **teplota vnějšího vzduchu**
- **vnější zdroje infračerveného záření**- mohou ovlivnit měření v závislosti na vlastnostech objektu buď jako jeho skutečnou povrchovou teplotu- koeficient absorpce nebo jeho zdánlivou povrchovou teplotu- koeficient reflexe
- **radiace pozadí**- snižuje radiační kontrast scény
- **proudění vzduchu**- ovlivňuje ztrátu tepla z povrchu, tedy i výsledný povrchový teplotní reliéf
- **transparence vzduchu**- je významná zejména při dálkovém snímání zobrazovaného objektu. Zeslabení zářivého toku při průchodu atmosférou může být způsobeno jednak přímou absorpcí a jednak rozptylem infračerveného záření na molekulách plynu, aerosolech, kapkách vody, částicích kouře.

3.7 Charakteristika kontaktní a bezkontaktní metody měření teploty

Z technického hlediska lze nabídnout dva způsoby měření teploty:

- a) kontaktní měření,
- b) bezkontaktní měření.

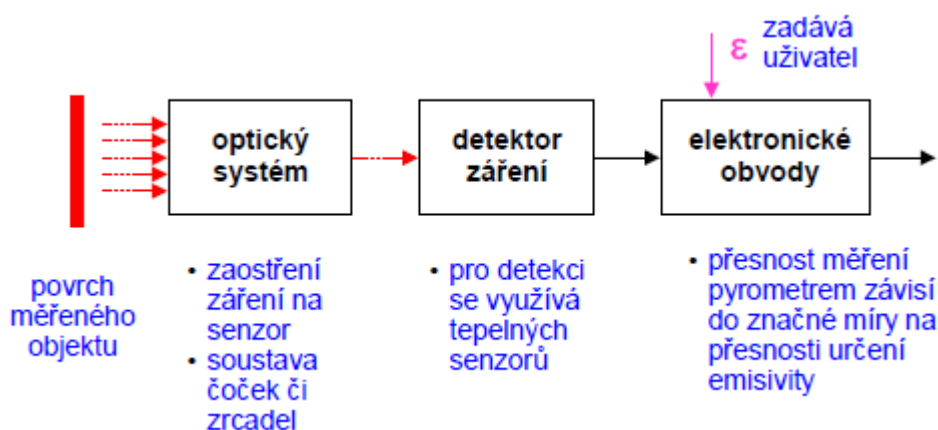
Kontaktní měření lze charakterizovat čidlem – detektorem, pomocí kterého se dá stanovit energetický stav hmoty. Detektor je v přímém mechanickém kontaktu s měřenou tkání. Přímý kontakt senzoru umožňuje, aby byla převzata část tepelné energie měřené hmotě (tkáni) a v důsledku toho změnil své fyzikální vlastnosti, které jsou pak vhodným způsobem identifikovány. V důsledku termální zátěže měřené hodnoty kontaktním teploměrem bude omezena přesnost vlastního měření. Přímý kontakt detektoru s tkání může způsobit její kompresi, která ovlivní přívod tepla cévním řečištěm, tedy i skutečnou měřenou teplotu.[9]

Bezkontaktním měřením lze stanovit teplotu detekcí sálavé složky šíření tepla. Sálavá – radiační složka záření je tvořena elektromagnetickým vlněním v infračervené oblasti spektra. Detekcí infračerveného záření může být při splnění jistých předpokladů stanovena teplota tkáně bez přímého kontaktu s detektorem a mohou tak být eliminovány negativní důsledky spojené s kontaktní detekcí. [9] Při použití IČ kamery, je umožněno detekovat povrchovou teplotu objektu na dálku. Množství záření vyzařované objektem je zvyšováno nebo snižováno v teplotních změnách a následně by mělo dojít k rozpoznání

povrchové teploty objektu při pohledu na jeho barvu díky IČ kameře.[10] Tato technologie má širokou škálu uplatnění a v této práci bude využívána pro měření povrchové teploty kůže lidského těla.

3.8 Bezdotykové teploměry

Bezdotykové teploměry lze rozdělit do dvou skupin a to měřicí pyrometry a zobrazovací zařízení. Pyrometr lze všeobecně definovat, jako jakýkoli bezkontaktní přístroj, který zachycuje a měří termální radiaci emitovanou zkoumaným objektem s cílem zjistit teplotu zkoumaného povrchu. Infračerveným radiačním pyrometrem může být měřena energie vyzařovaná objektem na vlnových délkách $0,7 - 20 \mu\text{m}$. [11] Je možno využít několik druhů pyrometru: pyrometry jasové, pásmové, barvové, radiační. Schéma pyrometru je uvedeno na obrázku 2.



Obrázek 2 blokové schéma pyrometru [12]

3.8.1 Širokopásmové teploměry

Širokopásmové teploměry jsou nejjednodušší a mohou pracovat s vlnovými délkami od $0,3 \mu\text{m}$ až do $2,5 - 20 \mu\text{m}$. Horní a dolní mez širokopásmového teploměru je určena použitým optickým systémem. Širokopásmovým teploměrem lze měřit podstatnou část tepelného záření vyzářeného objektem v běžném teplotním rozmezí. Prostředí mezi měřícím přístrojem a objektem musí být transparentní. Standartní teplotní pásmo leží mezi $0 - 1000 \text{ }^\circ\text{C}$. [11]

3.8.2 Úzkopásmové teploměry

Úzkopásmové radiační teploměry pracují s úzkým pásmem vlnových délek. Úzkopásmové teploměry mohou být také označovány jako monochromatické teploměry-pyrometry. Tyto teploměry obvykle využívají pásmo menší než $1\mu\text{m}$. Jsou zde používány filtry, aby došlo k omezení pouze na svou odezvu vybrané vlnové délky. Teploměry jsou využívány pro měření vysokých teplot nad $500\text{ }^{\circ}\text{C}$, protože při těchto teplotách se zvyšuje množství energie na krátkých vlnových délkách.[11]

3.8.3 Poměrové radiační teploměry

Tyto přístroje mohou být také nazývány dvoubarevné radiační teploměry. Měří energii vyzařovanou na dvou úzkých pásmech vlnových délek a vypočítávají poměr těchto energií, který je funkcí teploty objektu. Měřená teplota závisí na poměru dvou měřených energií, nikoliv na jejich absolutních hodnotách. Žádný parametr, který může ovlivnit obě pásma stejně, jako např. velikost měřeného objektu nebude mít vliv na výsledek měřené teploty. Proto je poměrový radiační teploměr přesnější než jiné teploměry. Poměrový radiační teploměr může eliminovat chyby v měření teploty způsobené vlivem změn emisivity, povrchovou úpravou a chyby způsobené absorpcí záření např. vodní párou, které se vyskytují mezi teploměrem a měřeným objektem. Tyto změny musí ovlivňovat detekci stejným způsobem na obou použitých vlnových délkách. Tyto teploměry pokrývají široký teplotní rozsah a to $900 - 3000\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $50 - 3700^{\circ}\text{C}$. [11]

3.8.4 Optické pyrometry

Optické pyrometry měří radiaci v úzkém pásmu tepelného záření. Některé přístroje jsou ovládány ručně a to tak, že pyrometr je uživatelem nasměrován na měřený objekt. Uvnitř okuláru je viděno žhavené vlákno a uživatel mění velikost příkonu, který žhaví vlákno a tím je měněna barva vlákna až do stejné barvy měřeného objektu. Teplota měřeného objektu je odvozována od příkonu elektrické energie potřebné k žhavení vlákna.

Automatické optické pyrometry využívají místo lidského oka elektrický radiační detektor. Tento přístroj pracuje na principu srovnání energie záření vyzařované objektem s energií vyzařovanou vnitřním referenčním zdrojem. Výstupní hodnota přístroje je úměrná rozdílu ve vyzařování mezi měřeným objektem a referenčním zdrojem. U těchto

přístrojů jsou používány optické vodiče, např. ohebná průhledná vlákna k tomu aby přivedla záření k detektoru. Tyto pyrometry lze použít k měření od 100 °C výše. [11]

4. KOMFORT ODĚVU

4.1 Struktura prsa

Prsa zahrnují celou řadu různých struktur, z nichž každý má svou specifickou funkci. Jedna třetina prsu je složena z tukové tkáně. Další dvě třetiny jsou složeny z konstrukčních prvků zvaných kanálky a lalůčky. Tuk vyplňuje prostor mezi kanálky a lalůčky. V prsu nejsou žádné svaly, ty jsou uloženy pod prsy a pokrývají žebra. Každé prso také obsahuje krevní cévy a lymfatický systém. Jedno prso váží obvykle mezi 40 – 600g, ovšem během doby laktace je váha zvyšována až na 800g. V prsu jsou obsaženy slabé vazy, které snadno ochabují, a povrchová kůže poskytuje pouze sekundární oporu. Dobrý design a konstrukce podprsenky je pravděpodobně nejdůležitějším faktorem ovlivňující funkčnost a komfort podprsenky. Je třeba vytvářet konstrukce s vhodnou strukturou, která vyvolá správné rozložení zátěže v podprsence.[15]

4.2 padnutí podprsenky

Velikostní sortiment je definován normou ČSN EN 13402-3, výrobek je symbolicky označen „číslem/ velkým písmenem“ např. 75 B. „Číslo“ je podprsní obvod hrudníku v cm a „písmeno“ je označení plnostní skupiny košíčku.[14]

Dle literatury Biomechanical Engineering of Textiles and Clothing [15] by měla být přední část ramínek podprsenky umístěna tak, aby ležely v přímé linii procházející přes bradavky, což umožňuje optimální vertikální podporu prsu. Ramínko podprsenky by mělo být spíše širší, což umožní lepší rozložení síly a zabrání zařezávání ramínka do ramen. Knoflíky, háčky a kostice by měly být obaleny, nebo jinak chráněny aby se zabránilo podráždění kůže. Podprsenka by měla být dostatečně pružná v horizontálním směru, aby neomezovala pohyby hrudníku při dýchání. Pružnost ve vertikálním směru by měla být naopak omezena, aby se omezil vertikální pohyb prsu.

Preventivní opatření proti rušení průtoku krve vyvolané tlakem oblečení jsou nezbytné pro návrh zdravého a pohodlného tvarujícího prádla.

Dle výzkumu [16] uvedlo 482 žen, které byly vyléčeny z rakoviny prsu nekomfortní pocity při nošení podprsenky a při vykonávání sportovních aktivit. Nejčastějším problémem byl uveden použitý materiál, který dráždil citlivou pokožku poškozenou následkem záření. Jako další bod uvedly respondentky nadměrný tlak podprsenkového sedla.

Dle práce [17] 70,3% žen žijících s diagnostikou karcinomu prsu uvedlo nošení podprsenek při sportovních aktivitách jako nepohodlné. Těsnost podprsenkového sedla byla uvedena jako příčina tohoto nepohodlí a to zejména pro pacientky po lumpektomii. Výzkum byl prováděn za pomoci dvou deseticentimetrových kalibrovaných tlakových pásků umístěných přímo na těle pod podprsenkovým sedlem. Tlak podprsenky a její diskomfort byly graficky zpracovány. Byla zjištěna vzájemná pozitivní korelace mezi tlakem a diskomfortem podprsenkových sedel. Čím vyšší tlak tím větší nepohodlí. Omezení tlaku podprsenkového sedla pomocí inovativních úprav může přispět k redukci diskomfortu podprsenkového sedla a tím umožní žít ženám ve větším pohodlí.

Australský tým pracovníků z Univerzity ve Wollongtonu [18] vyvinul díky e-textiliím inteligentní podprsenku. Tato podprsenka mění své vlastnosti v závislosti na pohybu poprsí. Je poskytnuta větší podpora poprsí při různých aktivitách žen. Inteligentní podprsenka uvolňuje a přitahuje ramínka podprsenky, vyztužuje či změkčuje košíčky podprsenky, čímž omezuje pohyb poprsí a zabraňuje bolesti či poklesu poprsí. Při výrobě inteligentní podprsenky je využíváno povlaků z vodivých polymerů. Výrobky mohou měnit svou pružnost podle vyvíjených tlaků. Inteligentní podprsenka je schopná okamžitě napnout či uvolnit své pásky nebo zpevnit košíčky, když dojde k nadměrnému pohybu.

Dle literatury [19] zkoumal Tanaka účinek oblečení na změnu průtoku krve. Experiment byl proveden za pomoci kalhotek s nastavitelným uzávěrem, které nosili tři probandky. Body pro měření tlaku oděvu byly umístěny na spodní straně manžety v rozkroku. Výsledky ukázaly, že průtok krve v kůži je zvyšován, když je tlak oděvu v rozmezí $20,4 - 34,0 \text{ gf/cm}^2$ ($1 \text{ gf} = 98,067 \text{ Pa}$ dle převodníku jednotek [22]).

Shimizu [19] použil polovodičové tlakové snímače pro měření tlaku oděvu na koleni a v oblasti kyčlí. Bylo zjištěno, že tlak oblečení na tělo se v různých měřených oblastech lišil a dosáhl své maximální hodnoty při pohybu. Po skončení pohybu tlak oblečení opět klesl na konstantní hodnotu.

Mitsuno [19] měřil tlak oblečení pomocí hydrostatického tlaku. Toto zařízení bylo použito k měření tlaku v pase, zatímco proband stojí ve vzpřímení poloze a přirozeně dýchá. Každý proband nosil opasek, který snížil obvod pasu o 5%, tlak v pase byl průměrně $23,8 \pm 2,9 \text{ gf/cm}^2$. Byly měřeny závislosti amplitudy tlaku na rychlosti dýchání.

Výsledky experimentu Nakahashi a kolektiv [19] uvádějí, že probandi se cítí dobře, pokud je tlak oblečení pod určitými hodnotami na různých částech těla. Přední strana břicha $8,1 \text{ gf/cm}^2$, boční břišní $13,7 \text{ gf/cm}^2$, záda $13,2 \text{ gf/cm}^2$ a bedra $10,1 \text{ gf/cm}^2$.

Ito [19] provedl výzkum na 25 probandech, kteří nosili 6 tlakových návleků. Během experimentu byl komfortní pocit na různých částech těla zaznamenáván a analyzován. Dle Ito jsou komfortní hodnoty tlaku na přední straně pasu 9,07 gf/cm², boční straně pasu 17,96 gf/cm², zadní straně pasu 4,57 gf/cm², na přední straně břicha 7,83 gf/cm², boční straně břicha 12,21 gf/cm², zadní straně břicha 4,29 gf/cm², na boční straně kyčlí 10,88 gf/cm², zadní straně kyčlí 8,52 gf/cm², přední strana stehna 11,95 gf/cm², boční straně stehna 8,04 gf/cm², zadní straně stehna 9,24 gf/cm².

Německá norma komprese zdravotních zpevňujících punčoch uvádí tabulku stupňů komprese- tabulka 2. [21]

Tabulka 2 norma komprese [21]

Třída	Název třídy	Komprese v kPa
I.	Nízká komprese	2,4 až 2,8
II.	Střední komprese	3,1 až 4,3
III.	Vysoká komprese	4,5 až 6,1
IV.	Velmi vysoká komprese	6,5 a vyšší

4.3 KES systém

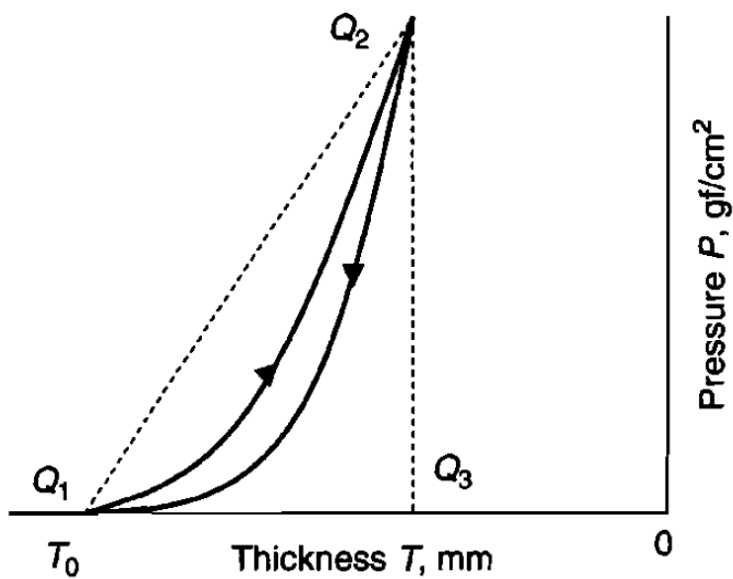
Kawabatou a jeho spolupracovníci byl vyvinut systém KES- hodnotící systém pro textilie s cílem objektivně měřit příslušné vlastnosti textilních látek a hodnotit vztahy těchto měření se subjektivním zkoumáním. Systém se skládá ze 4 specializovaných nástrojů:

1. FB1 tah a střih
2. FB2 ohyb
3. FB3 komprese
4. FB4 povrchové tření a variace.

Systém zkoumá reakce materiálu na různé mechanické namáhání pod nízkým zatížením. Jak je již známo, textilní mechanické vlastnosti mají zvláštní nelinearitu. Příklad nelinearity je chování závislosti ve vztahu k zatížení deformace. Tyto vlastnosti látek mají významný vliv na estetický tvar a komfort při nošení oděvu. Měření musí být provedeno přesně, jsou využívány vzorky látek o rozměru 20 x 20 cm pro všechna měření kromě měření komprese. [15] Pro tuto práci je důležitá zejména komprese, proto se bude dále zabýváno pouze jí.

4.3.1 Měření komprese na KES systému

Pro měření komprese je používán vzorek o rozměrech 2,5 x 2,0 cm, pro měření tlaku je využívána kruhová plocha o velikosti 2cm². Vzorek je komprimován ve směru jeho tloušťky na maximální tlak 50gf/cm². Tvar výsledné křivky (obrázek 3) je podobný křivce prodloužení a parametry jsou definovány stejným způsobem jako pro tahové vlastnosti. [15]



Obrázek 3 kompresní křivka z KES systému [15]

5. KAPACITNÍ SNÍMAČ TLAKU

Senzor (obrázek 4) je funkční prvek tvořící vstupní blok měřicího řetězce, který je v přímém styku s měřeným prostředím. Místo pojmu senzor se používají též termíny snímač, převodník či detektor. Citlivá část senzoru je někdy označována jako čidlo. Senzor snímá sledovanou fyzikální, chemickou nebo biologickou veličinu a transformuje ji na výstupní veličinu, nejčastěji na analogový nebo číslicový elektrický signál. [13]

Pro řešení této práce byl vybrán způsob měření, který využívá kapacitní senzor tvořený elektrickým deskovým kondenzátorem s ohebným dielektrikem a s ohebnými elektrodami. Kapacita takového kondenzátoru položeného na rovné ploše je dána známým vztahem: [14]

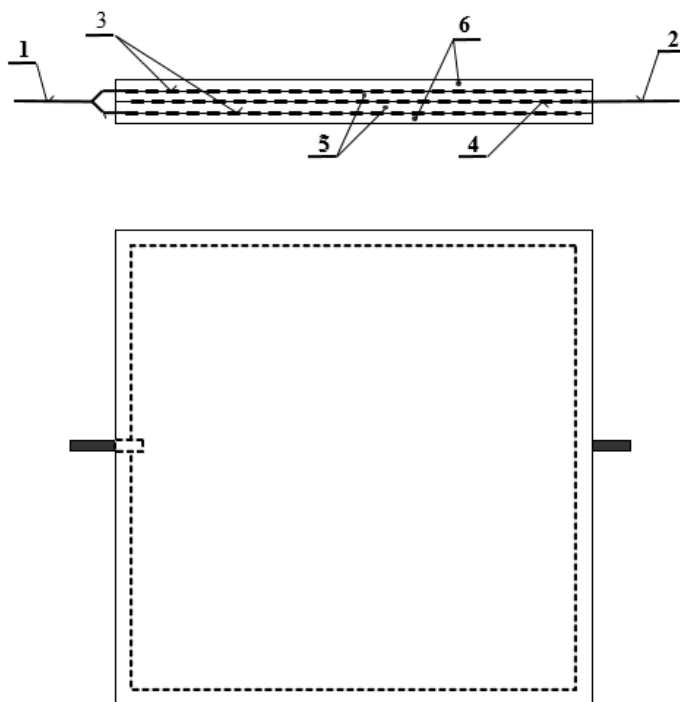
$$C_m = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{S_0}{x_0} \quad (3)$$

Kde ε_0 je permitivita vakua,

ε_r relativní permitivita dielektrika,

S_0 aktivní plocha kondenzátoru,

x_0 tloušťka dielektrika.



Obrázek 4 schéma kapacitního snímače tlaku [14]

Konkrétní schématické provedení snímače na obrázku 5:

- 1) Vývod vnějších elektrod senzoru- vnější elektrody jsou propojeny
- 2) Vývod vnitřní elektrody senzoru
- 3) Vnější elektrody- kovová tkanina
- 4) Vnitřní elektroda- kovová tkanina
- 5) Vnitřní vrstvy dielektrika kapacitního snímače
- 6) Vnější ochranná vrstva- elektricky nevodivý materiál

5.1 Nastavení kapacitních snímačů

Výroba a nastavení kapacitních snímačů na experimentální podprsece proběhlo v Ústavu mechatroniky a technické informatiky pod vedením doc. Ing. Miroslava Svobody.

Snímač je zapojen na volně běžícím multivibrátoru. Dva monostabilní klopné obvody jsou zapojeny se zpětnou vazbou. Každý snímač je monostabilní klopný obvod, a aby mohl pracovat, musí mít připojen RC člen, který sestává z kapacitoru a rezistoru. Součástí kapacitoru u monostabilního obvodu je parazitní kapacita. Kapacita u prvního monostabilního klopného obvodu je složena z parazitní kapacity (c_p), kapacity přívodu (drátů- c_d) a kapacity snímače, u druhého je kapacitou pouze parazitní kapacita (c_p). Ke každému obvodu je připojen rezistor $R = 100 \text{ k}\Omega$.

Snímač tvořený kondenzátorem je vystaven působení síly kolmé na elektrody. Při tom dochází k deformaci dielektrika vlivem mechanického tlakového napětí. Materiál dielektrika je stlačován, jeho tloušťka se zmenšuje, čímž dochází ke zvětšení kapacity kondenzátoru. Změna kapacity je pak funkcí působících tlaků.[13]

Kapacita tlakem zatíženého kondenzátoru je: [14]

$$C_z = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{S_0}{x_0 - \Delta_x} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{S_0}{x_0 \cdot (1 - \varepsilon)} = \frac{C_m}{(1 - \varepsilon)} \quad (4)$$

Δ_x je absolutní deformace,

ε je relativní deformace dielektrika Δ_x / x_0 .

Mechanické tlakové napětí v dielektriku odpovídá působícímu tlaku, tedy $p = \sigma$. Protože σ je funkcí deformace ε , lze psát: [14]

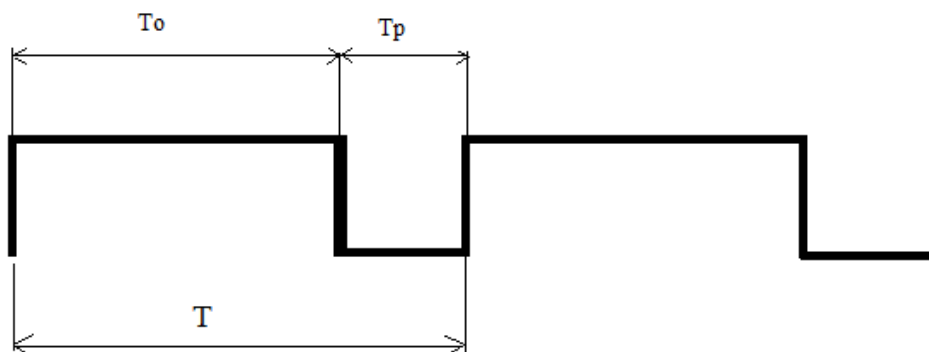
$$C_z = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{S_0}{x_0 \cdot (1 - f(p))} = C_m \cdot \frac{1}{1 - f(p)} \quad (5)$$

Deformaci snímače prezentovanou kapacitou lze snadno převést pomocí obvodu 74HCT123 na pulsně-šířkovou modulaci a měřit ji jako frekvenci multivibrátoru.

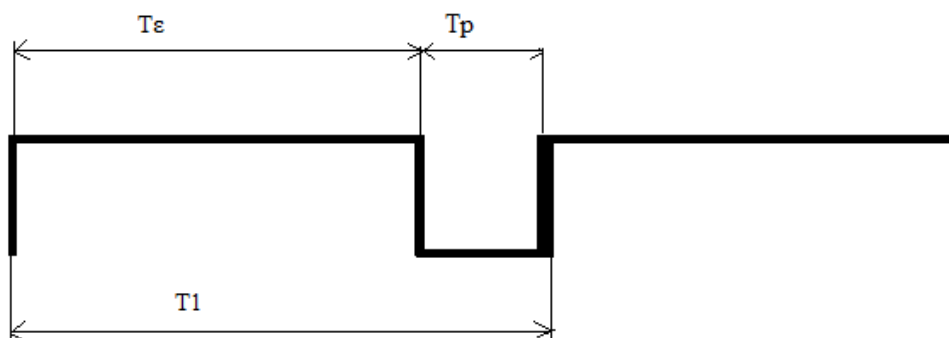
Jednotlivé vrstvy jsou vzájemně spojeny lepením. Z důvodu necitlivosti na okolní vodivé předměty a případné elektrické rušení musí být snímač zhotoven ze dvou kondenzátorů tak, že vnitřní „živá“ elektroda je zároveň stíněna vnějšími elektrodami s nulovým potencionálem.

5.2 Schéma výstupního signálu z kapacitního snímače

Výstupní signál z kapacitního snímače může být zobrazen graficky (obrázek 5, 6). T je perioda měřeného signálu, který se skládá z kapacity nezatíženého snímače T_0 a parazitní kapacity T_p . Při zatížení kapacitního snímače se kapacita T_0 prodlouží a změní se na T_ε , parazitní kapacita T_p zůstává nezměněná.



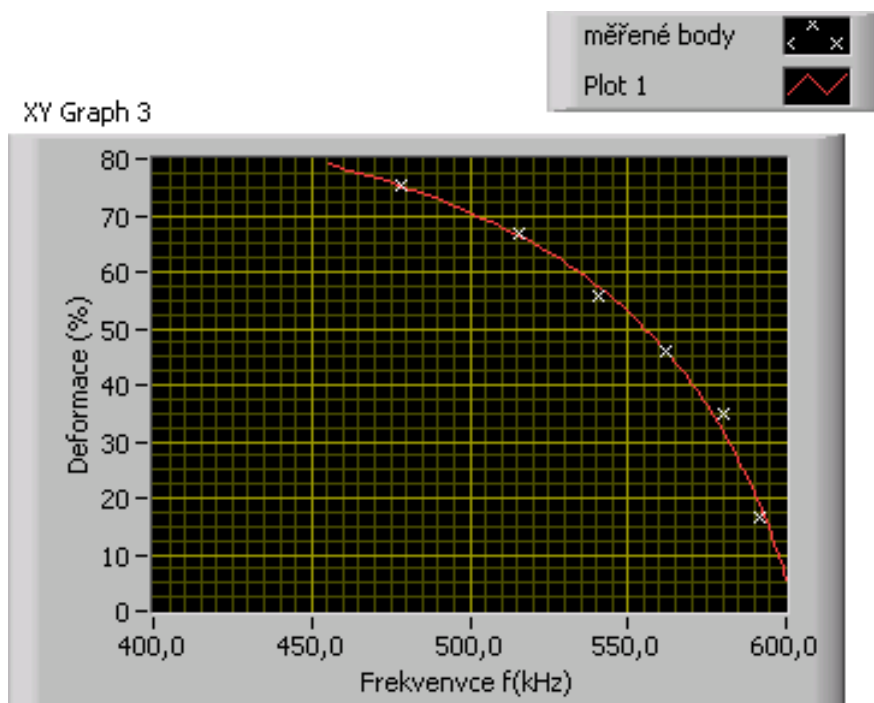
Obrázek 5 výstupní signál nezatíženého kapacitního snímače



Obrázek 6 výstupní signál zatíženého kapacitního snímače

5.3 Kalibrace jednotlivých snímačů na podprsence

Kalibrační snímač byl umístěn mezi dvě tenké nestlačitelné destičky o rozměru 1x1 cm a vložen do mikrometru. Tlakový snímač byl postupně stlačován mikrometrem o stejný počet mikrometrů a byly zaznamenávány hodnoty deformace materiálu a frekvence. Následně byly mezi destičky postupně umístěny všechny tlakové senzory a postup se opakoval. Všechny naměřené hodnoty byly pečlivě zaznamenány a následně byla vypočítána parazitní kapacita každého snímače zvlášť, protože se jedná o nezanedbatelnou veličinu, která by zásadně ovlivnila výsledek měření. Tímto postupem byla nastavená stejná citlivost všech snímačů a jednotlivé kalibrační křivky všech snímačů (obrázek 7) byly optimalizované pomocí metody nejmenších čtverců. Tlakové snímače byly rozmístěné tak, jak je uvedeno na obrázku 8 (kapitola 6.3).



Obrázek 7 kalibrační křivka snímače L0

Výpočty pro nastavení citlivosti snímačů:

$$T_0 = K \cdot R \cdot C_o \quad (6)$$

Kde:

T_0 = časový interval prvního monostabilního obvodu

K = konstanta

R = odpor 100 k Ω

C_o = celková kapacita prvního monostabilního klopného obvodu

$$C_o = C_m + C_d + C_p \quad (7)$$

Kde:

C_m = kapacita vlastního nezatíženého snímače

C_d = kapacita přívodu (drátu)

C_p = parazitní kapacita

$$T_p = K \cdot R \cdot C_p \quad (8)$$

Kde:

T_p = časový interval druhého monostabilního klopného obvodu

K = konstanta

C_p = parazitní kapacita

R = odpor

$$T = K \cdot R \cdot (C_m + C_d + 2C_p) \quad (9)$$

Kde:

T = perioda kmitočtu multivibrátoru

C_d = kapacita přívodu drátu

C_p = parazitní kapacita

K = konstanta

R = odpor

C_m = kapacita vlastního nezatíženého snímače

$$T = K \cdot R \cdot C_m + K \cdot R \cdot C_c \quad (10)$$

Kde:

T = perioda kmitočtu multivibrátoru

C_c = celková kapacita multivibrátoru ($C_m + C_d + 2C_p$)

K = konstanta

R = odpor

C_m = kapacita vlastního nezatíženého snímače

$$T = K \cdot R \cdot \frac{C_m}{(1 - \varepsilon)} + K \cdot R \cdot C_c \quad (11)$$

Kde:

T = perioda kmítočtu multivibrátoru

R = odpor

C_m = kapacita vlastního nezatíženého snímače

C_c = celková kapacita multivibrátoru (C_m + C_d + 2C_p)

ε = deformace

$$T = \frac{T_m}{(1 - \varepsilon)} + T_p \quad (12)$$

Kde:

T = perioda kmítočtu multivibrátoru

T_p = časový interval druhého monostabilního klopného obvodu

T_m = fiktivní časový interval odpovídající kapacitě

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{(1 - \varepsilon) \cdot f_m} + \frac{1}{f_p} \quad (13)$$

Kde:

f = měřená frekvence

f_m = fiktivní frekvence odpovídající kapacitě nezatíženého snímače (bez parazitních kapacit + bez parazity přívodu)

f_p = fiktivní frekvence, která odpovídá parazitní kapacitě

$$\frac{1}{T_m} = f_m ; pro \varepsilon = 0 \quad (14)$$

Kde:

T_m = fiktivní časový interval odpovídající kapacitě

f_m = fiktivní frekvence odpovídající kapacitě nezatíženého snímače (bez parazitních kapacit + bez parazity přívodu)

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_0} + \frac{\varepsilon}{(1 - \varepsilon) \cdot f_m} \quad (15)$$

Kde:

f = měřená frekvence

f_0 = frekvence při $\varepsilon = 0$

f_m = fiktivní frekvence odpovídající kapacitě nezatíženého snímače (bez parazitních kapacit + bez parazity přívodu)

ε = deformace

$$\varepsilon = \frac{f_m (f_0 - f)}{f_0 \cdot f + f_m \cdot f_0 - f_m \cdot f} \quad (16)$$

Kde:

f_m = fiktivní frekvence, která odpovídá pravé frekvenci kapacitě nezatíženého snímače bez parazitních kapacit + kapacity drátu

f = měřená frekvence

f_0 = frekvence při $\varepsilon = 0$ (skutečně měřená frekvence)

$$\frac{1}{f} = \frac{\varepsilon}{(1 - \varepsilon)} \cdot \frac{1}{f_m} + \frac{1}{f_0} \quad (17)$$

Kde:

f_m = fiktivní frekvence, která odpovídá pravé frekvenci kapacitě nezatíženého snímače bez parazitních kapacit + kapacity drátu

f = měřená frekvence

f_0 = frekvence při $\varepsilon = 0$ (skutečně měřená frekvence)

ε = deformace

6. PRAKTICKÁ ČÁST

Cílem této práce je nalezení závislosti mezi dvěma metodami, měřením svěrných účinků košíčků podprsenky a měření povrchové teploty kůže na lidském těle. První metoda je zaměřená na měření tlaku košíčku podprsenky vyvíjeného na měkkou tkáň poprsí. Tato metodika měření je prováděna za pomoci kapacitních snímačů tlaku zabudovaných mezi vrstvy podprsenky. Druhá metoda monitoruje změny povrchové teploty těla po působení košíčku na měkkou tkáň. K monitorování změny povrchové teploty je využívána termovizní kamera. Cílem experimentu je nalézt vztah mezi sledovanými metodami. Následným získáním vztahu může být vyhodnocen komfort zpevňujícího ženského prádla.

6.1 Návrh experimentu

Dle předchozího výzkumu Anny Vashchuk [14] byla pro experimentální část ušita experimentální podprsenka velikosti 75 E, která odpovídá velikosti dvou probandek a byla ušita dle ověřené konstrukce padnutí Anny Vashchuk [14]. Na košíčky podprsenky byly namontovány kapacitní snímače pro měření komprese. Dle rady Ing. Jiřího Svobody byla na Katedře oděvnictví Technické univerzity v Liberci vytvořena přenosná temná komora potažená černým sametem, který zamezí zkreslení výsledků experimentu vlivem možného slunečního záření. Hodnoty měřeného tlaku jsou vyhodnoceny programy, které byly naprogramovány v softwaru LabWiew doc. Ing. Miroslavem Svobodou z Ústavu mechatroniky a technické informatiky.

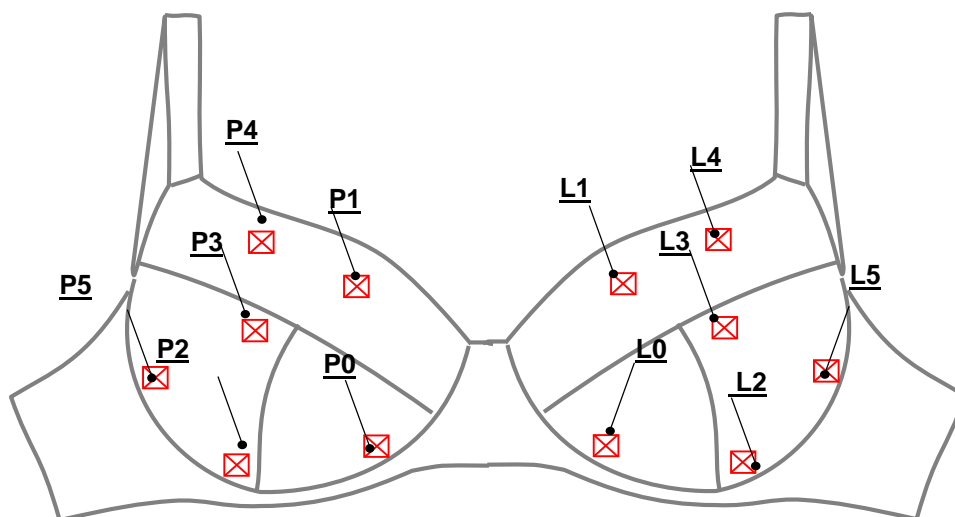
6.2 Podmínky experimentu

1. Experiment je prováděn v temné komoře, která je umístěna v klimatizované místnosti, aby byla zaručena stálost teploty v místnosti při všech měřeních, a jsou dodrženy podmínky popsané v práci Ing. Drasticha CSc. [7,9]
2. Pro experiment byly vybrány dvě probandky stejné velikosti poprsí, ale s různým somatotypem prsou.
3. Probandka nosí ušitou podprsenku velikosti 75 E se zabudovanými kapacitními snímači.
4. Na základě předchozího měření Vashchuk [14] byla doba reakce měkké tkáně na podprsenku stanovena na 20minut a doba relaxace 15 minut.
5. Zvolení černé plastové židle jako vhodné opěry pro probandku a vyměření optimální vzdálenosti pro měření 1,6m.
6. Nastavení termokamery, nastavení emisivity a rozmezí teplot.

6.3 Experimentální podprsenka

Experimentální podprsenka byla vyrobena na základě ověřené konstrukce a jejího padnutí Annou Vashchuk.[14] Důležitou vlastností této podprsenky je způsob její výroby. Kapacitní snímače nejsou zabudovány na povrchu podprsenky, nýbrž uvnitř mezi jednotlivými vrstvami materiálu. Z tohoto důvodu není dielektrikum tvořeno lidským tělem ale samotným textilním materiálem. Podprsenka byla ušita na zakázku firmou Triola. Do materiálu byly zabudovány kapacitní snímače, poté došlo k samotnému šití.

Vlivem nešetrné manipulace při výrobě podprsenky došlo ke zničení těchto snímačů: P0, P1, P2 P3. V průběhu měření došlo k poškození snímače L2. Snímače L0, L4, P4 měřily hodnoty tlaku, avšak docházelo při měření k výkyvům. Za spolehlivé snímače lze považovat L1, L3, L5, P5. Na obrázku 9 je zobrazena skutečná podprsenka, používaná pro experiment.



Obrázek 8 Odpovídající pozice kapacitních snímačů, jejichž dielektrikum je tvořeno pružnou PUR pěnou a textilní podšívkou, z které jsou zhotovené košíčky podprsenky



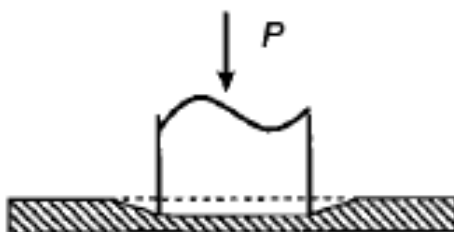
Obrázek 9 experimentální podprsenka [14]

6.4 Použitá termokamera

Pro snímání teploty je využívána termokamera značky FLIR X6540sc. Jedná se o termokameru měřící na krátkém spektru vlnových délek s rozlišením $\pm 1^\circ\text{C}$. Pro vyhodnocení záznamu je využit softwar FLIR. Při měření byla emisivita nastavena na hodnotu 0,98 dle Drasticha. [1]

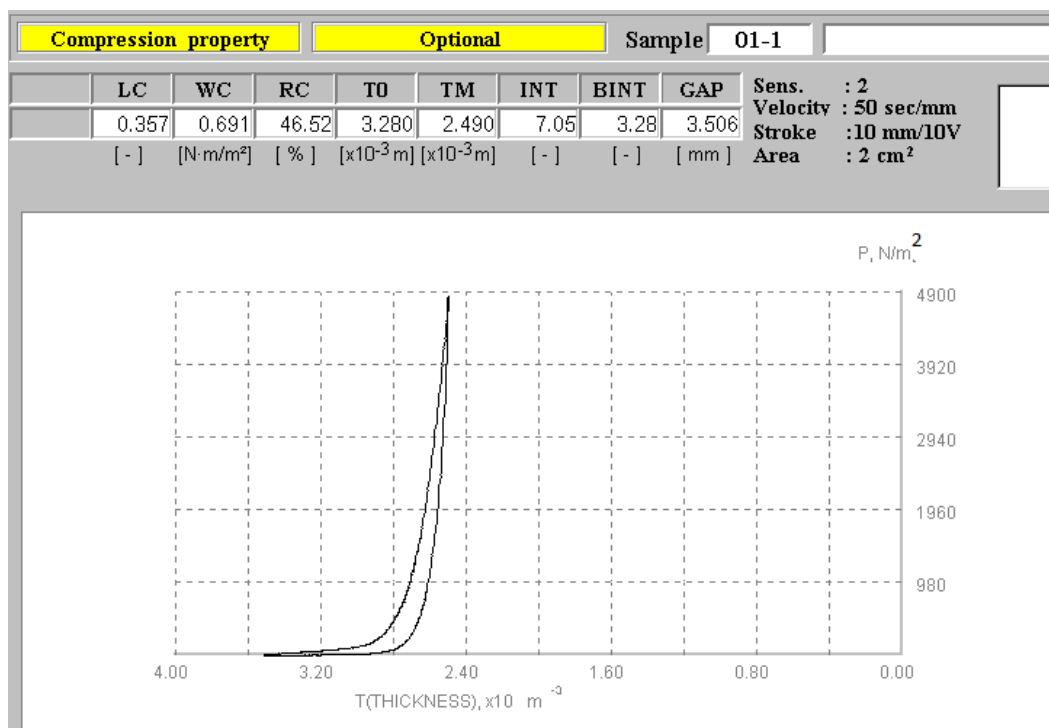
6.5 Kalibrace kapacitního snímače

Kalibrace byla prováděna na základě měření vlastností PU pěny použité pro výrobu podprsenky na systému KES. Vzorek testovaného materiálu byl zatěžován kruhovým závažím o ploše 2 cm^2 (obrázek 10).



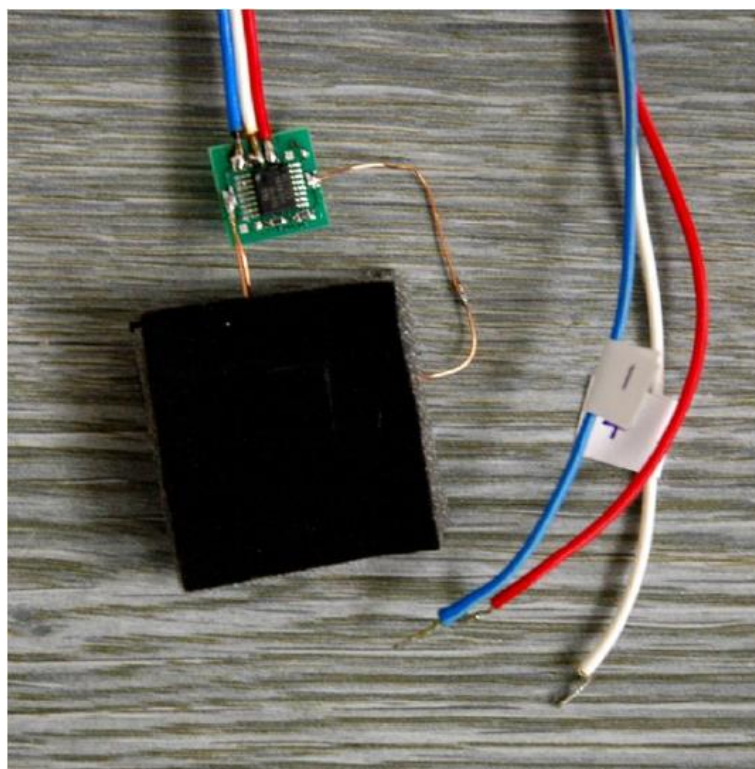
Obrázek 10 komprese materiálu [12]

Vzorek byl komprimován ve směru jeho tloušťky až na maximální hodnotu tlaku 5000Pa. Dále byla systémem KES měřena tloušťka materiálu bez zatížení a stačená tloušťka materiálu. Tloušťka materiálu při maximálním zatížení byla 2,49mm, tloušťka materiálu bez zatížení byla 3,28mm. Testování materiálu proběhlo třikrát, na třech různých místech materiálu. Na obrázku 11 lze vidět výsledný graf deformace materiálu.



Obrázek 11 komprese materiálu

Kalibrace tlakových snímačů byla provedena na externím tlakovém snímači (obrázek 12) o rozměru 3 x 3 cm zabudovaném ve stejném materiálu, ze kterého je ušita podprsenka. Externí snímač byl vyroben z důvodu nemožnosti zatěžovat každý tlakový senzor kádinkou o známé hmotnosti, z důvodu tvarování podprsenkových košů a blízkosti jednotlivých snímačů. Materiál byl zatěžován od co nejnižšího tlaku až po hodnoty 5000Pa a byla vytvořena kalibrační křivka, která určí závislost mezi tlakem působícím na vzorek [Pa] a hodnotou deformace ε [%]. Kalibrace byla provedena 1 krát denně po dobu 6 dní, aby byla ověřena správnost dat, a naměřené hodnoty mohly být statisticky zpracované. Tlakový snímač byl vždy 15 min zatěžován, následně byl vzorek uvolněn a 15 min probíhala relaxace materiálu. Softwerem LabWiew byl vypracován program, který zobrazí graf deformace v určitém čase.



Obrázek 12 externí tlakový snímač [14]

6.5.1 Postup kalibrace tlakového snímače

1. spustit program a nechat po dobu 5 min ustálit frekvence na hodnotě 0 bez zatížení vzorku.
2. Na kalibrovaných vahách zvážit prázdnou kádinku na podstavci o rozměrech 3 x 3cm. (Hmotnost prázdné kádinky 13g.)
3. Kádinku s podstavcem umístit na tlakový senzor a zaznamenat konečnou hodnotu deformace po 15min.
4. Materiál odlehčíme a necháme 15 min relaxovat.
5. Přidáme do kádinky vodu, zaznamenáme hmotnost závaží a umístíme na tlakový senzor a po 15 minutách zaznamenáme hodnotu deformace.
6. Opakujeme bod 4. a 5. do doby, kdy bude hmotnost závaží 485g.
7. Vypočítáme hodnoty tlaku.

Tlak byl zajištěn tíhou plastové kádinky působící na tlakový senzor o ploše 3 x 3cm. Aby bylo zajištěno rovnoměrné rozložení tlaku, byla kádinka kruhového průměru umístěna na plastový podstavec o rozměru 3 x 3cm. Hmotnost závaží byla vždy vážená spolu s podstavcem. Záznam kalibrace z programu LabView lze vidět na obrázku 13. Závislost deformace na tlaku je zobrazena v grafu 1.

Tlak materiálu byl vypočítáván podle vzorce:

$$P = \frac{F}{S} \quad (18)$$

Kde:

F- gravitační síla působící na plochu. Můžeme ji rozložit na vztah: $F = mg$.

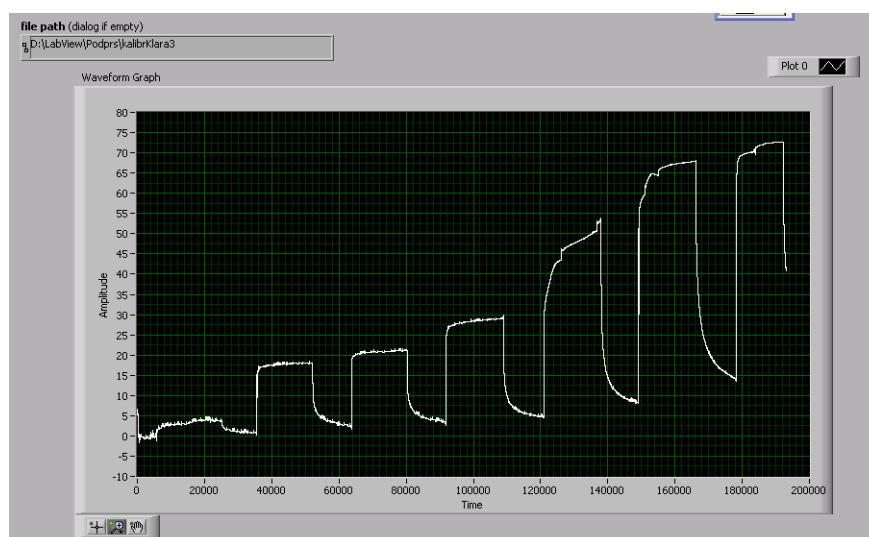
$$P = \frac{m \cdot g}{S} \quad [Pa] \quad (19)$$

Kde:

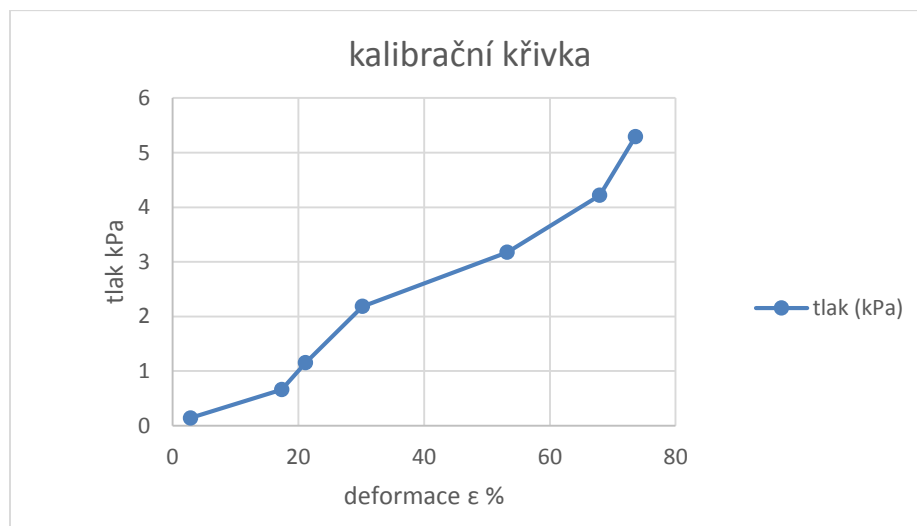
m- hmotnost závaží [Kg];

g- gravitační zrychlení; $g = 9,81 \left[\frac{m}{s^2}\right]$

S- plocha kalibračního vzorku



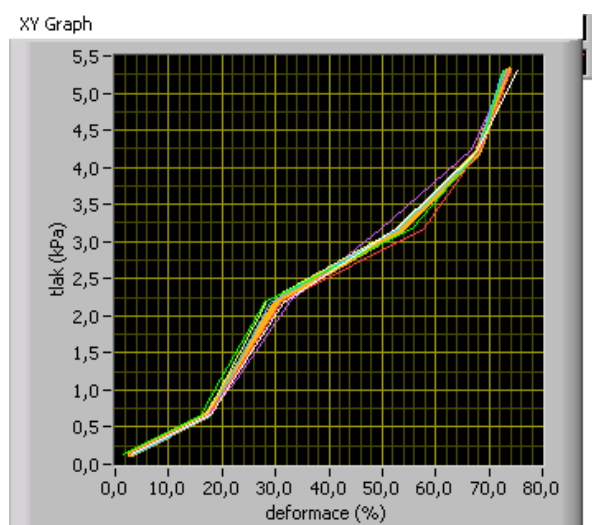
Obrázek 13 ukázka kalibrace vzorku



graf 1 kalibrační křivka

Kalibrační křivka (obrázek 14) nemá hladký průběh, jak bylo předpokládáno z výstupního grafu systému KES. Mírné vychýlení kalibrační křivky bylo nejspíše způsobeno tlakem na hranici 2kPa, který v tento moment začne PU pěnu podprsenkového košíčku vtlačovat do mezer ve struktuře mřížek, z kterých je snímač vyroben. V tento moment je stlačen vzduch mezi mřížkami a tím se prudce zvýší kapacita snímače, která ovlivní výslednou deformaci. Poté co je vzduch mezi mřížkami zcela vytlačen se kapacita opět ustálí a kalibrační křivka se vyrovná.

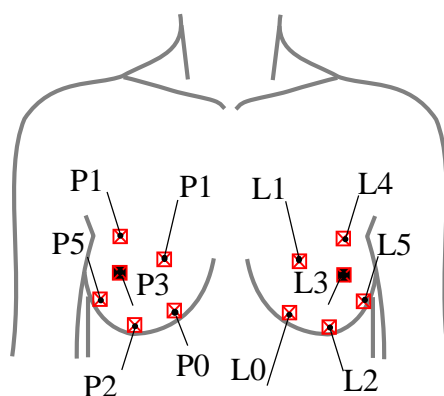
Na základě předchozích výzkumů Ita [19] a Nakahashi [19] je předpokládáno, že působící tlaky podprsenkového košíčku budou pod hranicí 2 kPa, což odpovídá nízké kompresi dle německé normy. [21] Proto byla kalibrační křivka i nadále využívána. Vychýlení kalibrační křivky se uskutečnilo u všech šesti kalibračních měření.



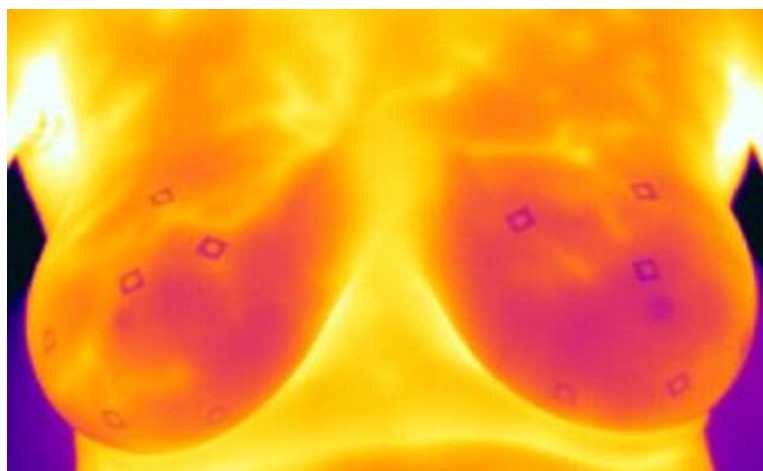
Obrázek 14 kalibrační křivky 6 měření

6.6 Dodržení podmínek experimentu

Probandky jsou v klidu bez podprsenky v klimatizované místnosti nejméně 15 minut před začátkem experimentu. Probandka nemá na těle žádné kovové šperky či brýle, aby bylo zamezeno jakémukoliv odrazu teploty do termokamery a tím nedocházelo ke skreslení výsledků experimentu. Pomocí zkušební podprsenky jsou vyznačeny body na obou prsech pomocí inkoustu v místech přesně odpovídajícím umístění tlakových senzorů (obrázek 15). V místě bodového vyznačení, byly nalepeny papírové značky o velikosti 1 x 1 cm s kruhovým otvorem ve středu značky (obrázek 16) pro snímání povrchové teploty. Pro vyznačení bodů na těle byly vybrány papírové značky z důvodu jiné emisivity než má lidské tělo a proto jsou na výsledném termogramu dobře viditelné.



Obrázek 15 Kontaktní místa na lidském těle odpovídající měřeným místům



Obrázek 16 umístění značek na poprsí

Probandka je umístěná v temné komoře vyrobené z černého sametu zcela ve tmě. Z důvodu potřeby stabilizace těla a zabránění pohybu je probandka usazena na plastové židli s opěrkami pro ruce aby byl eliminován možný pohyb těla a tím ovlivnění experimentu.

Vzdálenost probandky od termokamery je vždy nastavena na 1,6m. Před každým začátkem měření je pomocí Almemy měřená teplota v místnosti a vlhkost, které jsou pak zadávány jako parametry pro vyhodnocení termogramu. Dále je nastavena emisivita $\epsilon=0,98$. Před začátkem měření je spuštěná experimentální podprsenka, která musí být spuštěna přibližně 5 minut před začátkem měření, aby se mohly frekvence snímačů ustálit, případně byly vyrovnány frekvence jednotlivých kanálů na hodnotu 0.

7. VYHODNOCENÍ DAT

Naměřené rozdíly teplot před oblečením a po svlečení podprsenky byly statisticky zpracované. Teplotní rozdíly byly vyhodnoceny v programu FLIR R&D Software 3.3. Změřené hodnoty tlaku a deformace byly vyhodnoceny v programu LabWiew. Body P1,P2, P3,P4 nebudou vyhodnoceny z důvodu zničení kapacitních snímačů při výrobě podprsenky firmou Triola.

7.1 Vyhodnocení dat – probandka první

V příloze A *Tabulka A1* jsou uvedeny všechny naměřené teplotní difference získané během experimentu. V příloze A *Tabulka A2* jsou uvedeny všechny změřené hodnoty tlaku. V příloze A *Tabulka A3* jsou uvedeny všechny hodnoty deformace materiálu následkem tlaku, které nejsou pro vyhodnocení experimentu nutné. Pro vyhodnocení experimentu, byla odstraněna chybová měření viz. Tabulka 3,4 červeně zvýrazněné pole. Tlakový snímač L2 byl z vyhodnocení dat dodatečně odstraněn, z důvodu poruchy po provedení 6. měřeních. Jednotlivé grafy všech bodů jsou uvedeny v příloze A.

Tabulka 3 změřený rozdíl teplot [$\Delta^{\circ}\text{C}$] před oblečením podprsenky a po svlečení

měřené body	L0	L1	L2	L3	L4	L5	P0	P1	P2	P3	P4	P5
číslo měření												
1.	-0,1		0,8	0,4	0,2	0,4	0,8	0,4	0,4	0,2	0,1	0,6
2.	-0,2	1,1	0,2	0,2	0,3	0,6	-0,4	1,2	0	0,6	0,7	1,4
3.	-0,6	0,4	-0,1	0,3	0		-1	0,3	-0,3	0,3	0	0,2
4.	0,7	1		1,3	1,1	1,2	-0,3	0	0,7	0,2	0,7	1,6
5.	-0,1	0,4	-0,2	0,5		0,6	-0,3	0,7	0,1	-0,1	0	0,4
6.	-0,2		0,3			0,1	-0,6	-0,2	-0,3	-0,1		0,3
7.	0,1	0,3	-0,8	0,6	0,3	0,4	0,7	0,7	0,6	0,5		0,4
8.	0,2	1	0,3	0,9	0,6	0,4	0,9	0,9	0,9	0,5	0,5	1,2
9.	0	1,1	-0,3	0,6	0,5	0,8	1,2	1,3	1,5	0,7	0,5	1,5
10.	0,1	1,1	-0,2	0,9	0,8	1,8	1,5	1,3	1,1	0,9	1	1,8
11.	-0,4	0,6	-0,2	0,2	0,1	0,8	0,9	0,7	-0,2	0,5	0	1,3
12.	-0,6	0,9	-0,9	0,3	0,5	0	0,6	0,8	0,2	0,2		0,3
Průměr	-0,09	0,79	-0,1	0,56	0,44	0,6	0,33	0,67	0,39	0,36	0,38	0,91
směrodatná odchylka	0,34	0,31	0,4	0,33	0,31	0,4	3	5	2	7	9	7
	5	1	7	1	7	8	3	2	6	2	4	4

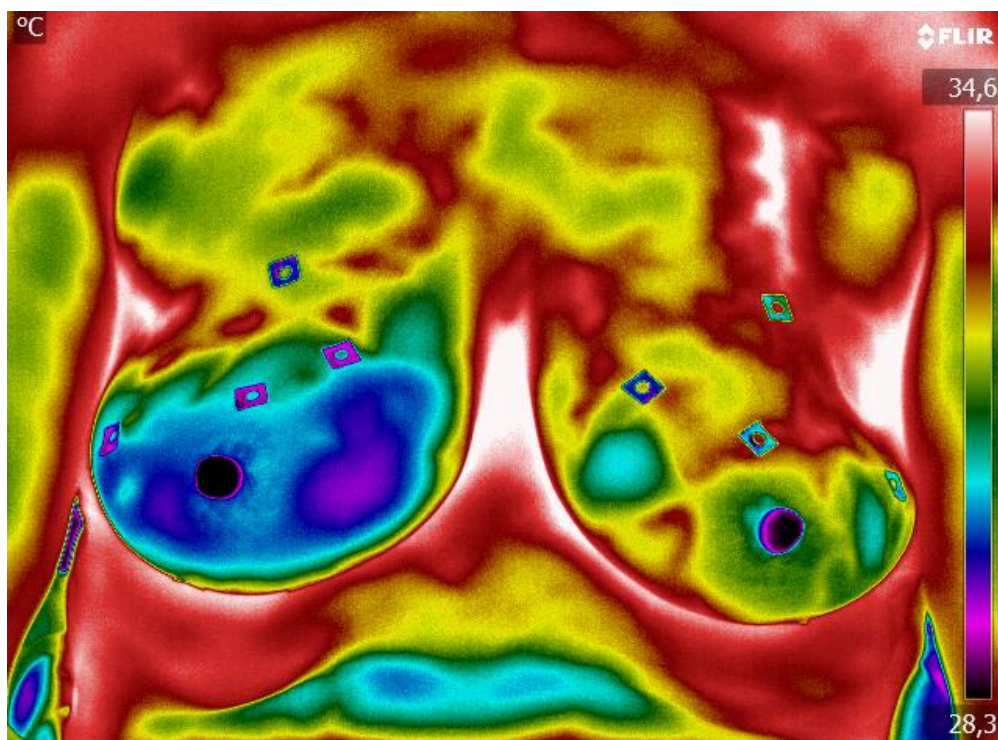
Poznámka: žlutou barvou jsou vyznačené funkční snímače, zeleně jsou vyznačené snímače s občasnými výchylkami, bezbarvě označené snímače jsou nefunkční.

Tabulka 4 změřené hodnoty tlaku [kPa]

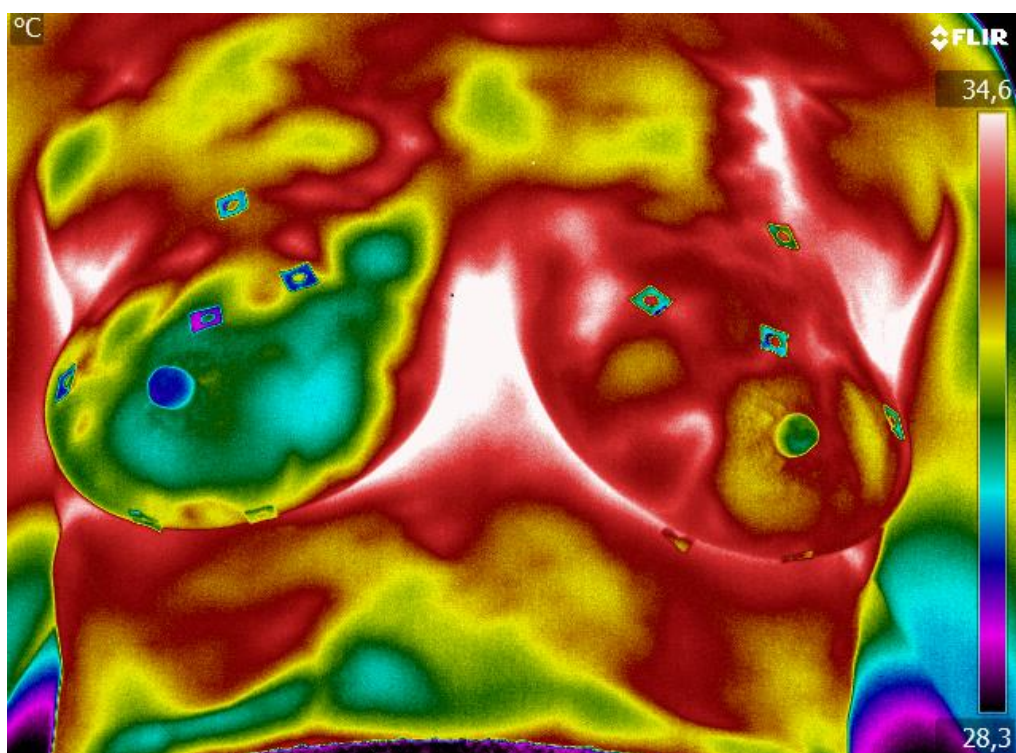
měřené body	L0	L1	L2	L3	L4	L5		P4	P5
číslo měření									
1.	0,296		0,065	0,276	0,889	0,447		0,172	0,58
2.	0,342	0,271	0,521	0,252	0,668	0,446		0,147	0,503
3.	0,624	0,312	0,514	0,224	1,11			0,36	0,533
4.	0,52	0,326		0,236	0,58	0,43		0,226	0,555
5.	1,028	0,35	0,5	0,29		0,44		0,309	0,498
6.	0,905		0,429			0,491			0,53
7.	0,098	0,298		0,25	0,375	0,475			0,5
8.	0,944	0,396		0,261	0,641	0,415		0,276	0,561
9.	0,417	0,327		0,226	0,373	0,41		0,187	0,506
10.	0,52	0,326		0,236	0,58	0,43		0,226	0,555
11.	0,899	0,271		0,199	0,229	0,444		0,257	0,523
12.	0,916	0,20		0,182	0,325	0,38			0,508
průměr	0,6258	0,3076	0,4058	0,2393	0,577	0,4371		0,2596	0,5293
směrodatná odchylka	0,2935	0,0502	0,1735	0,0302	0,2571	0,0289		0,0847	0,0266

Poznámka: žlutou barvou jsou vyznačené funkční snímače, zeleně jsou vyznačené snímače s občasnými výchylkami.

Na obrázku 17 a 18 jsou ukázány snímky termogramu před oblečením a po svlečení je zde patrný rozdíl teplot viditelný pouhým okem.

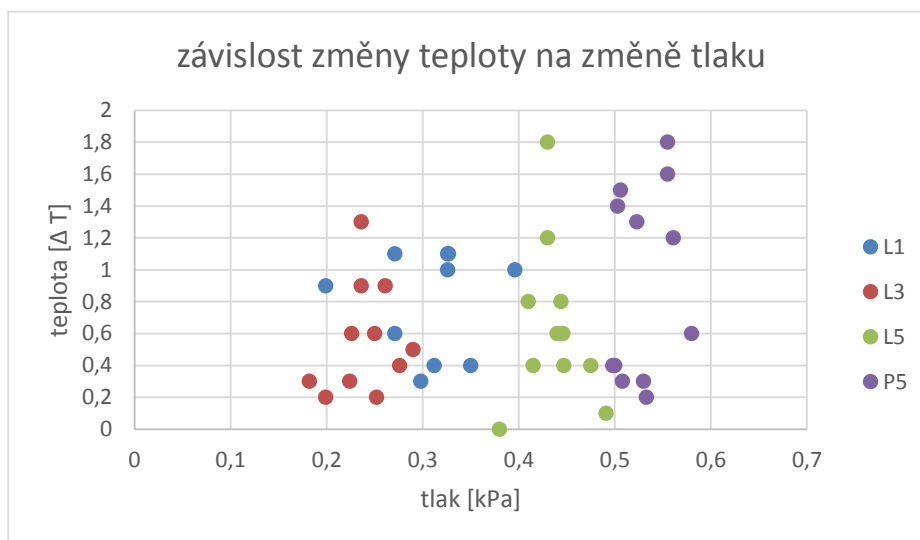


Obrázek 17 snímek prsou před oblečením podprsenky

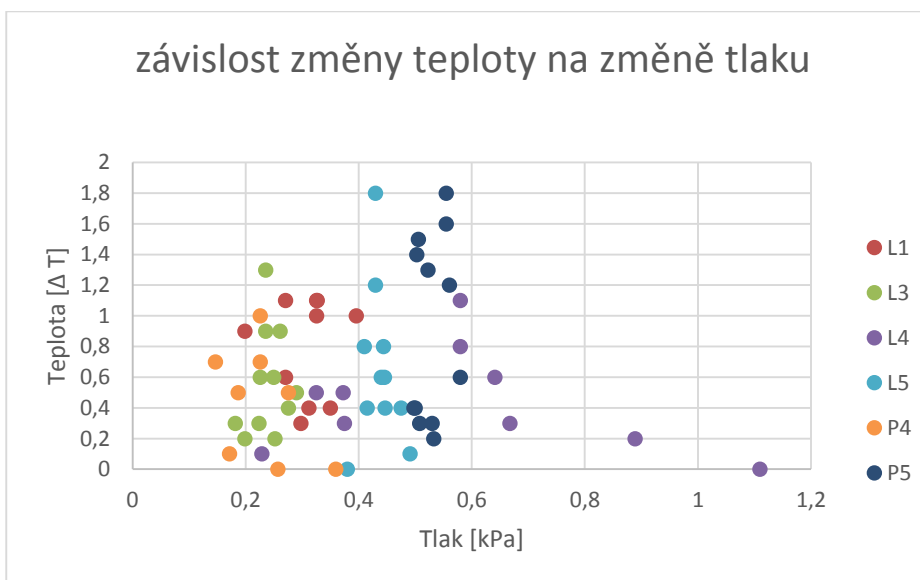


Obrázek 18 snímek poprsí po svlečení podprsenky

Bod L0, který se nachází v experimentální podprsence na spodní straně košíčku, nebude vyhodnocován. Vlivem tělesného somatotypu probandky se bod nacházel blízko hrudního koše, což způsobilo v době relaxace ohřátí bodu od hrudního koše a v době experimentu, byl bod ochlazován. V příloze B jsou uvedeny jednotlivé grafy ke všem měřeným bodům.



graf 2 závislost změny teploty na změně tlaku u funkčních snímačů



graf 3 závislost změny teploty na změně tlaku u všech snímačů

7.2 Vyhodnocení dat – probandka druhá

V příloze C *Tabulka C1* jsou uvedeny všechny naměřené hodnoty rozdílů teplot během experimentu. V příloze *Tabulka C2* jsou uvedeny všechny hodnoty měření tlaku. V příloze *Tabulka C3* jsou uvedeny hodnoty deformace materiálu, které nejsou pro vyhodnocení této problematiky důležité. Pro vyhodnocení byly odstraněny body, u nichž se projevila chyba měření. Tyto body byly vyznačeny červeně (tabulka 5,6).

Tabulka 5 rozdíl teplot [Δ °C] před oblečením podprsenky a po svlečení

měřené body						L5							
počet měření	L0	L1	L2	L3	L4		P0	P1	P2	P3	P4	P5	
1.	1,2	0,8	1,1	0,9	0,5	1,4	1,1	0,6	0,9	1,1	0,2	1,1	
2.	0,7	0,7	0,3	0,8	0,2	0,8	0,8	1,1	1	1,4	0,3	1,2	
3.	0,9	0,5	0,8	1	0,1	0,9	1	0,7	1,2	1,3		1	
4.	1,5	0,7	1,2	1,2	0,1	1	1,2	0,9	1,9	1,2		0,7	
5.		0,4	0,5	0,5		0,2	0,9	0,8	0,9	1,4	0,2	0,7	
6.		0,4	0,6	0,8	0	1,1	0,8	0,8	1,2	1	0	0,6	
7.		0,8	1,2	1,1	0,9	1,3	1,1	0,5	1	1,1		1	
8.	0,5	0,3	0,8	0,9	0,2	0,2	0,2	0,3	0	0,3		0,4	
9.			-0,6	0	0	1,1	1,5	1,2	1,2	1	1,2	0,7	
10.	0,7	0,4	0,8	0,7	0,5	1,5	0,3	0,4	0,4	0,6	0,2	0,8	
11.	0,3	0,6	0,8	0,4	0,8	0,6	0,5	0,4	0,3	0,3	0,2	0,4	
12.	0,2	0	0,5	0,6		0,6	0,3	0,5	0,1	0,5	0,5	0	
průměr	0,7	0,5	0,6	0,7	0,3	0,8	0,8	0,6	0,8	0,9	0,3	0,7	
směrodatná odchylka	5	1	7	4	3	9	1	8	4	3	5	2	
	0,4	0,2	0,4	0,3	0,3	0,4	0,4	0,2	0,5	0,4	0,3	0,3	
	4	4	9	3	3	3	1	9	5	1	7	4	

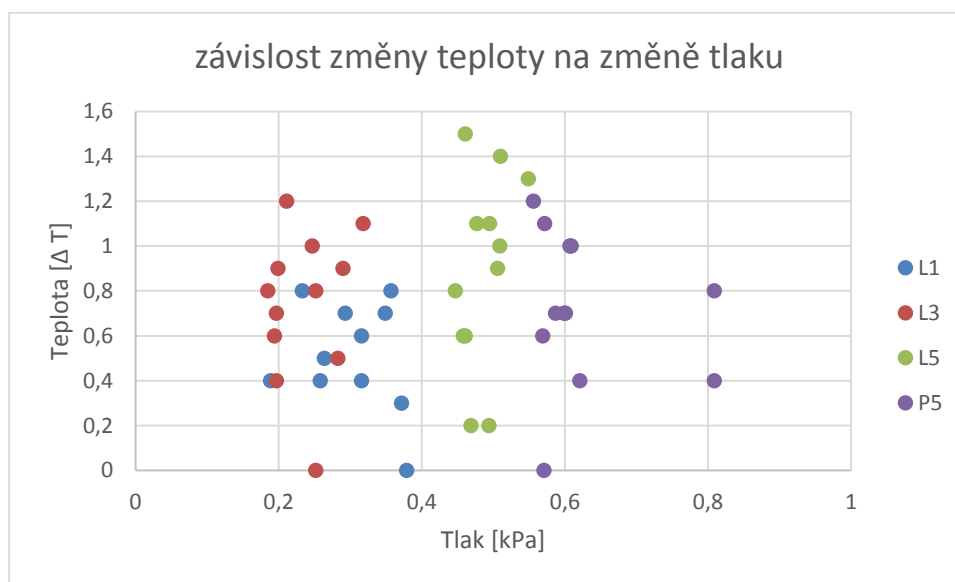
Poznámka: žlutou barvou jsou vyznačené funkční snímače, zeleně jsou vyznačené snímače s občasnými výchyly, bezbarvě označené snímače jsou nefunkční.

Tabulka 6 naměřené hodnoty tlaku [kPa]

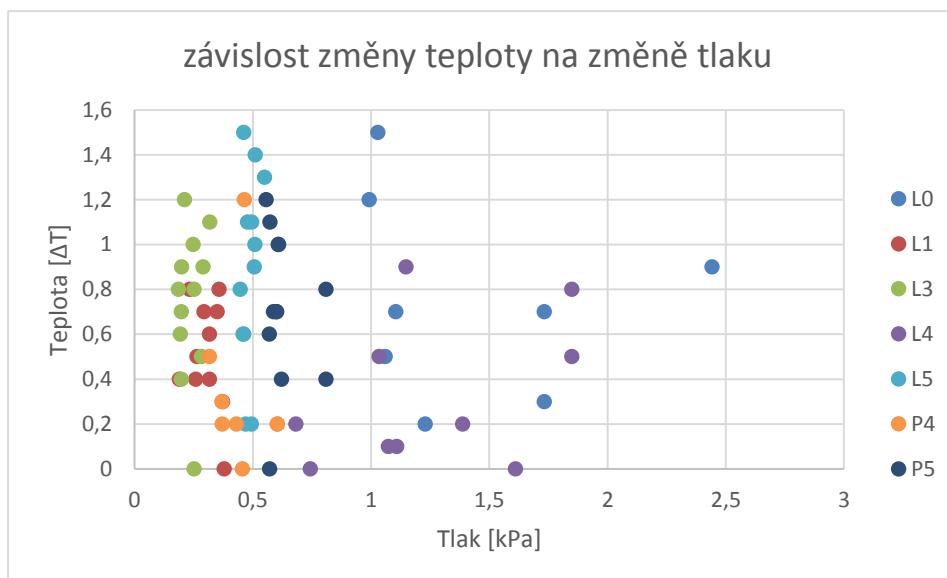
měřené body	L0	L1	L3	L4	L5	P4	P5
počet měření	L0	L1	L3	L4	L5	P4	P5
1.	0,992	0,233	0,199	1,034	0,51	0,43	0,572
2.	1,105	0,349	0,252	0,682	0,447	0,369	0,556
3.	2,442	0,264	0,247	1,073	0,506		0,609
4.	1,029	0,293	0,211	1,109	0,509		0,587
5.		0,258	0,283		0,469	0,371	0,601
6.		0,189	0,185	1,611	0,477	0,456	0,569
7.		0,357	0,318	1,148	0,549		0,607
8.	1,06	0,372	0,29	1,387	0,494		0,621
9.			0,252	0,743	0,495	0,464	0,599
10.	1,733	0,316	0,197	1,849	0,461	0,604	0,809
11.	1,733	0,316	0,197	1,849	0,461	0,604	0,809
12.	1,229	0,379	0,194		0,458	0,316	0,571
Průměr	1,565	0,30236	0,235417	1,2485	0,486333	0,45175	0,625833
směrodatná odchylka	0,51292	0,06119	0,044598	0,415614	0,029454	0,106098	0,087707

Poznámka: žlutou barvou jsou vyznačené funkční snímače, zeleně jsou vyznačené snímače s občasnými výchyly.

V příloze D jsou uvedeny grafy ke všem měřeným bodům.



graf 4 závislost změny teploty na změně tlaku u funkčních snímačů

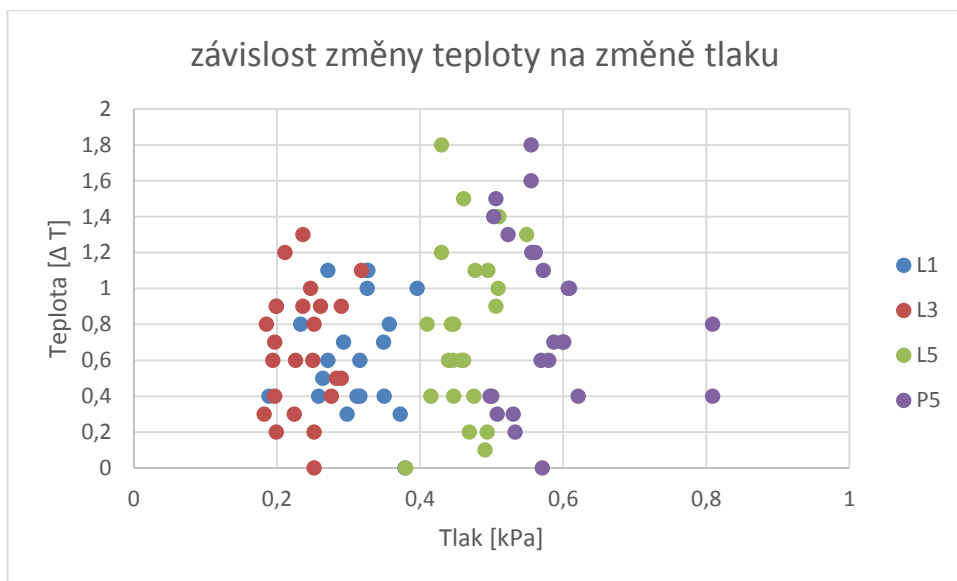


graf 5 závislost změny teploty na změně tlaku u všech snímačů

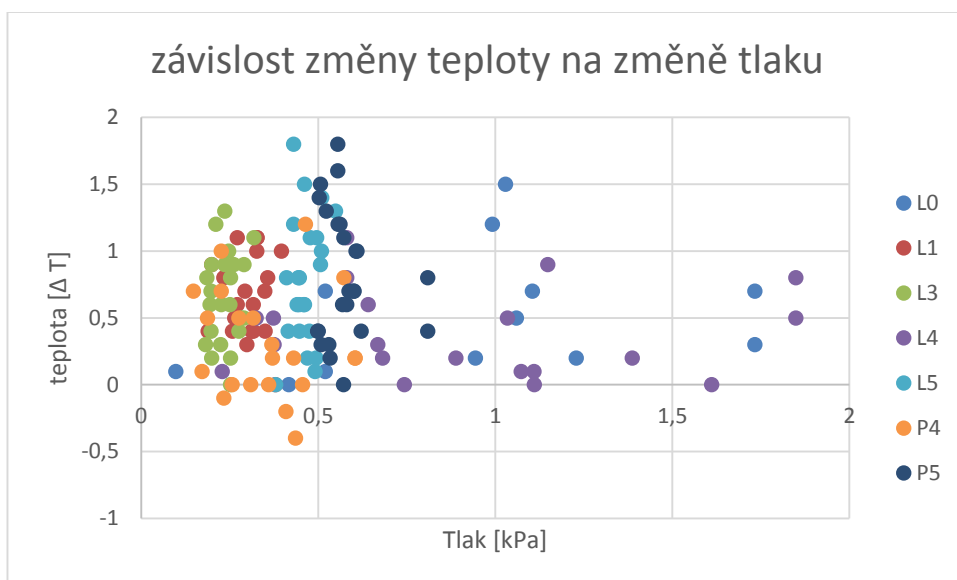
7.3 Porovnání hodnot měření tlaku a měření teploty

Porovnáním hodnot měření tlaku pomocí kapacitního snímače s naměřenými hodnotami změny teploty obou probandek lze říci, že byla potvrzena závislost změny teploty na změně tlaku. Grafické vyhodnocení závislosti změny teploty na změně tlaku u obou probandek společně je zobrazeno na grafu 6,7. Avšak pro přesné definování závislosti změny teploty na změně tlaku je třeba provést další měření.

Dále bylo zjištěno, že experimentální podprsenka působí na tělo nižší kompresí, než je hodnota uvedená v německé normě [21] i v dalších vědeckých publikacích, jež jsou výsledkem experimentálního měření Nakahashi a kolektivu [19], Ito[19.] Norma stanovuje hodnoty nízké komprese v rozmezí 2,4 – 2,8 kPa. Experimentální podprsenka způsobuje komprese v rozmezí 0,1-2,4 kPa což znamená, že nezpůsobuje žádné komprese, které by byly zdraví škodlivé.



graf 6 závislost změny teploty na změně tlaku u funkčních snímačů



graf 7 závislost změny teploty na změně tlaku u všech měřených bodů

8. ZÁVĚR

Zadání této BP bylo splněno. V rešeršní části bylo pojednáváno o struktuře lidského těla a jeho chováním vzhledem k okolním teplotám. Dále byla zpracována problematika měření s termokamerou, díky které byly navrženy stabilní podmínky měření. Pro vyhodnocení komfortu byla nastudována německá norma komprese [21] spolu s dalšími zahraničními vědeckými články zabývající se problematikou svěrných účinků oděvů na lidské tělo. Pro správné měření teploty termokamerou byly detailně nastudovány podmínky měření dle Drasticha [1,7] a dle Svobody [6]. Experiment byl proveden v klimatizované místnosti, kvůli dodržení stejných podmínek pro všechna měření.

Data termovizního snímání jsou ovlivněna fyziologií člověka, zejména termoregulací těla. Toto je patrné u první probandky, kde došlo při měření u bodů L0,L2 a P0, P2 k ochlazení. Toto ochlazení bylo způsobeno umístěním bodů ve spodní části podprsenkových košíčků. Vlivem tělesného somatotypu probandky byly body na těle umístěny blízko hrudního koše, čímž docházelo k ohřevu toho místa od hrudníku v době relaxace. V době experimentu docházelo naopak k ochlazení a to z důvodu odizolování měřených bodů podprsenkou od hrudníku.

Působící tlak byl změřen kapacitními snímači vyrobenými v Ústavu mechatroniky a technické informatiky Doc. Ing. Miroslavem Svobodou a Ing. Ph.D. Lubomírem Slavíkem. Pod dohledem doc. Ing. Svobody, bylo odborně provedeno nastavení citlivosti kapacitních snímačů pro správné měření tlaku.

Snímače byly zabudovány mezi jednotlivými vrstvami podprsenkových košů. Vlivem výrobního postupu došlo k poškození snímačů P0,P1,P2,P3 a později i k poškození bodu L2.

V experimentu byly naměřeny hodnoty tlaku od 0,1 kPa až do hodnoty 2,4 kPa. Svěrné účinky podprsenky byly vyhodnoceny dle německé normy [21] a Ita [19]. Bylo konstatováno, že podprsenka nezpůsobuje vysoké komprese, které by byly zdraví škodlivé. Naměřené komprese se nachází pod úrovní nízké komprese 2,4 – 2,8 kPa, která je definována v německé normě [21].

Byla zjištěna závislost mezi změnou teploty a působícím tlakem, avšak pro přesné definování této závislosti je třeba provést další měření.

Doporučení pro další výzkum:

1. Experiment provádět při okolní teplotě $\pm 30^{\circ}\text{C}$ aby se nahé tělo neochlazovalo okolním prostředím.
2. Experiment provést a následně vyhodnotit z mnohonásobně více měření pro zajištění správného statistického vyhodnocení.
3. Zhotovit novou experimentální podprsenku a provést měření zejména na bodech P0, P1, P1, P3, L2.
4. Zabudovat kapacitní snímače do podprsenkových sedel, švů, lemů případně pod kostice podprsenky a měřit svěrné účinky v těchto místech.
5. Provést měření na podprsenkách různého velikostního sortimentu.

POUŽITÁ LITERATURA:

- [1] Doc. Ing. Aleš Drastich CSc., Netelevizní zobrazovací systémy. Str. 70-76
ISBN 80-214-1974-1 Brno 2001
- [2] Tepelné záření. Poradna-techniky.cz [online]. [citace 1.1.2014]
Dostupné z: <http://www.podpora-techniky.cz/page/tepelne-zareni>
- [3] encyklopedie fyziky [online]. [citace 1.1.2014] Dostupné z:
<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/538-zareni-absolutne-cerneho-telesa>
- [4] kvantová mechanika [online]. [citace 1.1.2014]
Dostupné z: <http://imhfyzikafbi.wz.cz/prednaskyIFpdf/vyzarovaci%20zakony.pdf>
- [5] Jean- Pirre Barral; Manuální termodiagnostika. ISBN 80-866010726
- [6] Ing. Jiří Svoboda; TERMODIAGNOSTIKA učební texty str. 22
- [7] ing. Aleš Drastich CSc., zobrazovací systémy v lékařství; SNTL Praha 1983
- [8] termokamera [online]. [citace 30.1.2014]
Dostupné z: <http://www.termokamera.cz/princip-a-funkce/tepelne-zareni/>
- [9] Ing. Milan Chmelař, ing. Aleš Drastich, CSc., ing. Jiří Rozman; Lékařská přístrojová technika II; SNTL 1984
- [10] J.Y. HU, Yi Li, K. W. Yeung; Clothing biosensory engineering str. 285- 300
- [11] Zpravodaj pro měření a regulaci: soubor technických informací vydaných firmou OMEGA číslo 1. [online] [citace 8.2.3014]
Dostupné z: http://www.newport.cz/techinfo/PDF/techinfo_1.pdf
- [12] přednáška bezdotykové teploměry VŠCHT. [online] [citace 8.2. 2014]
Dostupné z: uprt.vscht.cz/ucebnice/MRT/predn/txt-Bc/5-FCHI09-IC-teplom.pdf
- [13] Prof. Ing. Pavel Ripka, CSc., Prof. Ing. Stanislav Ďado, DrSc., doc. Ing. Marcel Kreidl, CSc, Ing. Jiří Novák, PH.D.; Senzory a převodníky. Skripta ČVUT Praha 2005
ISBN 80-01-03123-3
- [14] Anna Vashchuk; Inovace konstrukčních metodik ženského zpevňovacího prádla. Diplomová práce TUL Liberec 2013
- [15] Y. LI, X-Q. Dai; Biomechanical Engineering of Textiles and Clothing str. 199-221
- [16] Julie R. Steele; pressure measurement in pressured tissues: new perspectives in cancer research str. 55
- [17] Sheridan A. Ghossein, Julie R. Steele, Bridget J. Murno; Can reduction in bra band pressure increase comfort during exercise in lumpectomy patients? Červen 2008 str. 29
- [18] K-A Bowles, JR Steele, J Wu, D Zhou, GM Spinks, PC Innis, GG Wallace; Breast bounce, brassiere straps and conducting polymers: a novel approach to assessing dynamic loading. Srpen 2000, str. 37

[19] N – Y Lim, S – P NG, W. Yu, J. Fan, S.C. Harlock, S. P. Ng; Innovation and technology of women's intimate apparel 2006 str.:151-170

[20] termokamera [online] [citace 7. 5. 2014]

dostupné na: <http://www.tmvss.cz/Aplikace/termovize/sc-rada-chlazen.html>

[21] Medical Compression Hosiery. Quality Assurance RAL-GZ 387/1. Deutsches Institut Für Gütesicherung und Kennzeichnung E.V. Edition January 2008

[22] Převodník jednotek [online] [8. 5. 2014]

Dostupné na: <http://stavebnikomunita.cz/promeny-prevody-jednotky/radio-elektro-teplo-optika-technicke>

SEZNAM OBRÁZKŮ:

Obrázek 1 Planckův vyzařovací zákon [8]	16
Obrázek 2 blokové schéma pyrometru [12].....	23
Obrázek 3 kompresní křivka z KES systému [15].....	29
Obrázek 4 schéma kapacitního snímače tlaku [14]	30
Obrázek 5 výstupní signál nezatíženého kapacitního snímače	32
Obrázek 6 výstupní signál zatíženého kapacitního snímače.....	32
Obrázek 7 kalibrační křivka snímače L0	33
Obrázek 8 Odpovídající pozice kapacitních snímačů, jejichž dielektrikum je tvořeno pružnou PUR pěnou a textilní podšívkou, z které jsou zhotovené košíčky podprsenky	39
Obrázek 9 experimentální podprsenka [14].....	39
Obrázek 10 komprese materiálu [12].....	40
Obrázek 11 komprese materiálu	41
Obrázek 12 externí tlakový snímač [14].....	42
Obrázek 13 ukázka kalibrace vzorku	43
Obrázek 14 kalibrační křivky 6 měření	44
Obrázek 15 Kontaktní místa na lidském těle odpovídající měřeným místům	45
Obrázek 16 umístění značek na poprsí	45
Obrázek 17 snímek prsou před oblečením podprsenky	49
Obrázek 18 snímek poprsí po svlečení podprsenky.....	49

SEZNAM GRAFŮ:

graf 1 kalibrační křivka.....	44
graf 2 závislost změny teploty na změně tlaku u funkčních snímačů.....	50
graf 3 závislost změny teploty na změně tlaku u všech snímačů.....	50
graf 4 závislost změny teploty na změně tlaku u funkčních snímačů.....	52
graf 5 závislost změny teploty na změně tlaku u všech snímačů.....	53
graf 6 závislost změny teploty na změně tlaku u funkčních snímačů.....	54
graf 7 závislost změny teploty na změně tlaku u všech měřených bodů	54

SEZNAM TABULEK:

Tabulka 1 povrchová teplota některých oblastí lidského těla při různých teplotách okolního prostředí[7]	21
Tabulka 2 norma komprese [21]	28
Tabulka 3 změřený rozdíl teplot [$\Delta^{\circ}\text{C}$] před oblečením podprsenky a po svlečení.....	47
Tabulka 4 změřené hodnoty tlaku [kPa]	48
Tabulka 5 rozdíl teplot [$\Delta^{\circ}\text{C}$] před oblečením podprsenky a po svlečení	51
Tabulka 6 naměřené hodnoty tlaku [kPa]	52

PŘÍLOHY

Seznam příloh:

Příloha A soubor naměřených dat u první probandky

Příloha B grafy k jednotlivým bodům první probandky

Příloha C soubor naměřených dat u druhé probandky

Příloha D grafy k jednotlivým bodům druhé probandky

Příloha A soubor naměřených dat u první probandky

Poznámka: zeleně označené snímače jsou funkční s občasnými výchyly, žlutě označené snímače jsou plně funkční. Snímače bez barevného označení jsou nefunkční. Červeně označené hodnoty budou ze zpracování dat vyloučeny. Jedná se o chyby měření.

Tabulka A1 difference teploty [°C] u první probandky.

měřené body													
číslo měření	L0	L1	L2	L3	L4	L5	P0	P1	P2	P3	P4	P5	
1.	-0,1	0,5	0,8	0,4	0,2	0,4	0,8	0,4	0,4	0,2	0,1	0,6	
2.	-0,2	1,1	0,2	0,2	0,3	0,6	-0,4	1,2	0	0,6	0,7	1,4	
3.	-0,6	0,4	-0,1	0,3	0	-0,3	-1	0,3	-0,3	0,3	0	0,2	
4.	0,7	1	1	1,3	1,1	1,2	-0,3	0	0,7	0,2	0,7	1,6	
5.	-0,1	0,4	-0,2	0,5	-0,1	0,6	-0,3	0,7	0,1	-0,1	0	0,4	
6.	-0,2	-0,6	0,3	-0,2	-0,1	0,1	-0,6	-0,2	-0,3	-0,1	-0,4	0,3	
7.	0,1	0,3	-0,8	0,6	0,3	0,4	0,7	0,7	0,6	0,5	0,8	0,4	
8.	0,2	1	0,3	0,9	0,6	0,4	0,9	0,9	0,9	0,5	0,5	1,2	
9.	0	1,1	-0,3	0,6	0,5	0,8	1,2	1,3	1,5	0,7	0,5	1,5	
10.	0,1	1,1	-0,2	0,9	0,8	1,8	1,5	1,3	1,1	0,9	1	1,8	
11.	-0,4	0,6	-0,2	0,2	0,1	0,8	0,9	0,7	-0,2	0,5	0	1,3	
12.	-0,6	0,9	-0,9	0,3	0,5	0	0,6	0,8	0,2	0,2	0	0,3	
průměr	-0,09	0,65	0,01	0,5	0,35	0,57	0,333	0,675	0,392	0,367	0,325	0,917	
směrodatná odchylka	0,345	0,479	0,54	0,381	0,352	0,53	0,773	0,462	0,556	0,292	0,411	0,574	

Příloha A

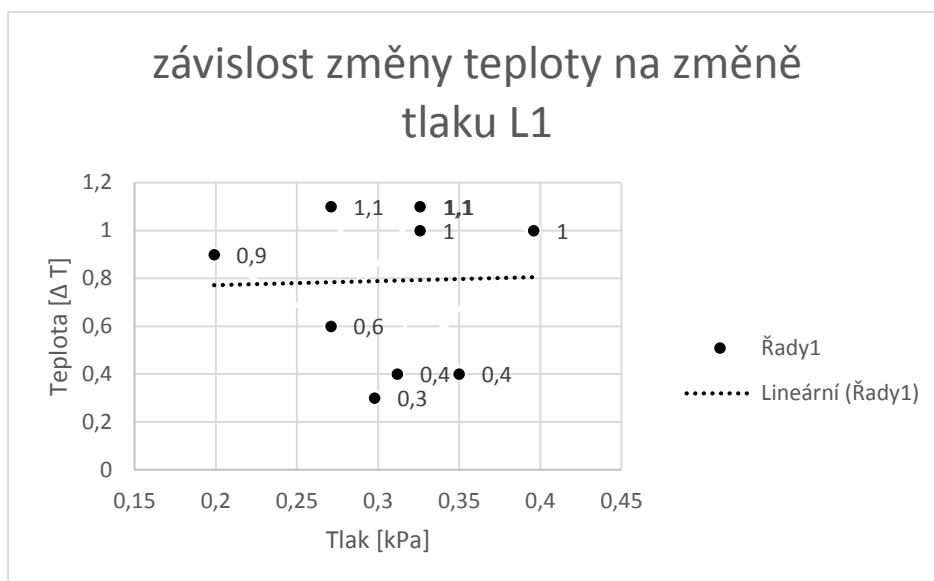
Tabulka A2 naměřené hodnoty tlaku [kPa]

měřené body	L0	L1	L2	L3	L4	L5		P4	P5
číslo měření									
1.	0,296	0	0,065	0,276	0,889	0,447		0,172	0,58
2.	0,342	0,271	0,521	0,252	0,668	0,446		0,147	0,503
3.	0,624	0,312	0,514	0,224	1,11	0,415		0,36	0,533
4.	0,52	0,326	5,2	0,236	0,58	0,43		0,226	0,555
5.	1,028	0,35	0,5	0,29	0,63	0,44		0,309	0,498
6.	0,905	0,36	0,429	0,27	0,501	0,491		0,436	0,53
7.	0,098	0,298	0	0,25	0,375	0,475		-1,307	0,5
8.	0,944	0,396	0	0,261	0,641	0,415		0,276	0,561
9.	0,417	0,327	0	0,226	0,373	0,41		0,187	0,506
10.	0,52	0,326	0	0,236	0,58	0,43		0,226	0,555
11.	0,899	0,271	0	0,199	0,229	0,444		0,257	0,523
12.	0,916	0,20	0	0,182	0,325	0,38		-7,381	0,508
průměr	0,6258	0,2863	0,6024	0,2418	0,5751	0,4353		0,5077	0,5293
směrodatná odchylka	0,2935	0,0988	1,4041	0,0301	0,2362	0,0283		2,1182	0,0266

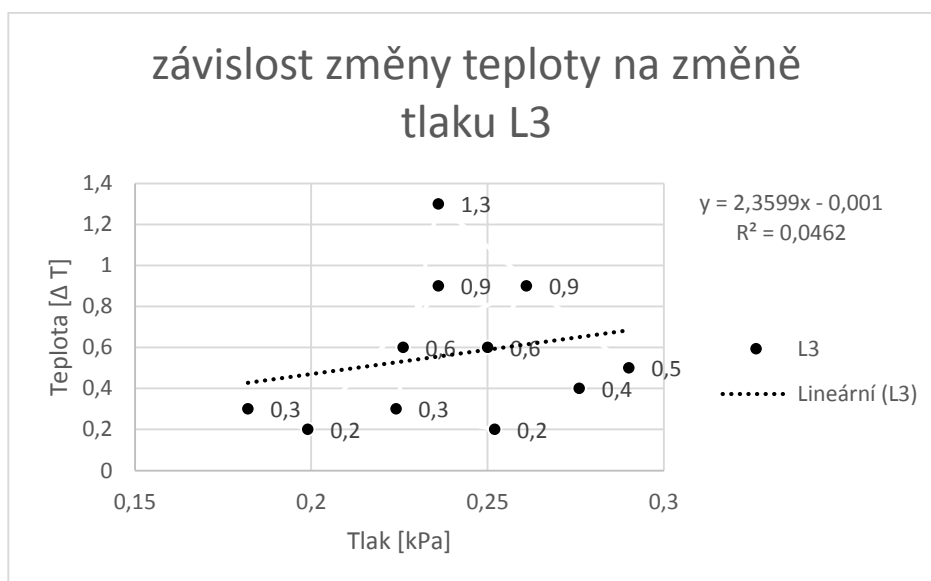
Tabulka A3 naměřené hodnoty deformace[%]

měřené body	L0	L1	L2	L3	L4	L5		P4	P5
číslo měření									
1.	7,18	0	1,431	6,616	19,23	11,37		3,75	15,1
2.	8,459	6,47	13,45	5,93	17,05	11,34		3,07	13
3.	16,32	7,616	13,25	5,16	21,11	10,49		8,96	13,8
4.	14,86	8,017	0	5,495	14,77	11,02		5,227	14,4
5.	20,39	8,825	12,85	7	16,22	11,19		7,534	12,8
6.	19,37	8,944	10,87	6,44	12,89	12,61		11,07	13,9
7.	2,13	7,21	0	5,892	0,382	12,16		0	13,1
8.	19,7	9,949	0	6,179	16,02	10,5		6,612	14,6
9.	10,54	8,03	0	5,215	9,312	10,35		4,176	13
10.	14,86	8,017	0	5,495	14,77	11,02		5,227	14,4
11.	19,31	6,484	0	4,453	17,78	11,31		6,066	13,5
12.	19,46	4,465	0	3,975	7,988	9,667		0	13,1
Průměr	14,38	7,002	4,32	5,654	13,96	11,08		5,14	13,7
směrodatná odchylka	5,739	2,506	5,899	0,842	5,45	0,761		3,14	0,73

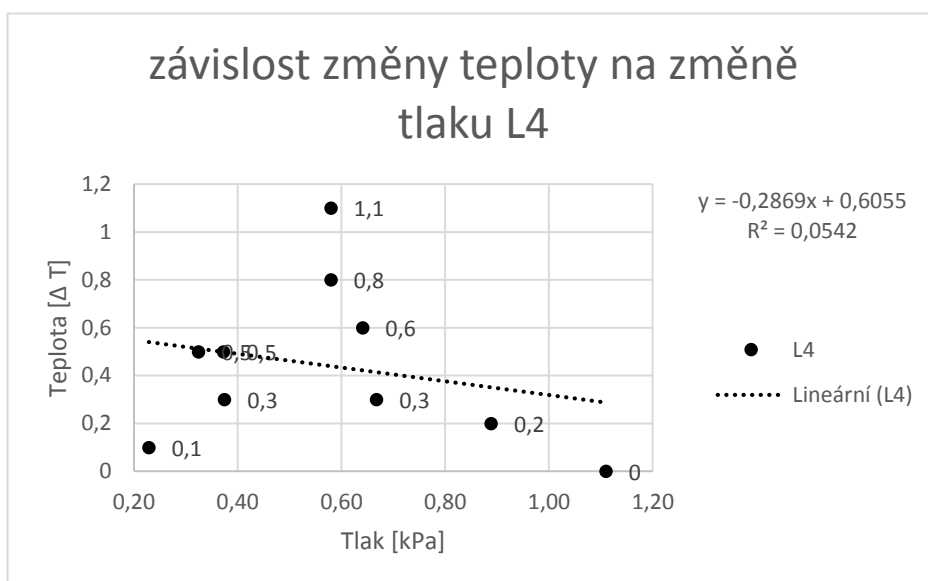
Příloha B grafy k jednotlivým bodům první probandky



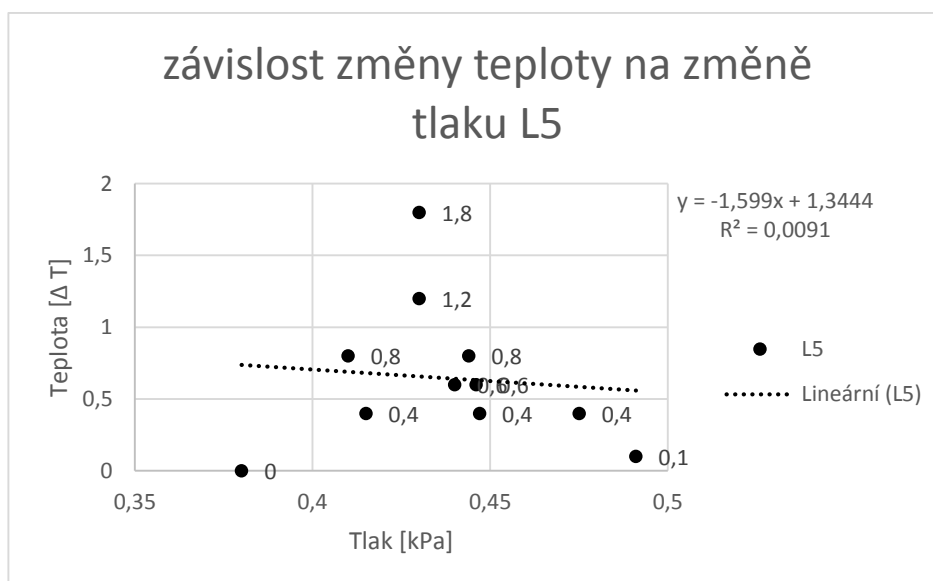
Graf 1 závislost změny teploty na změně tlaku



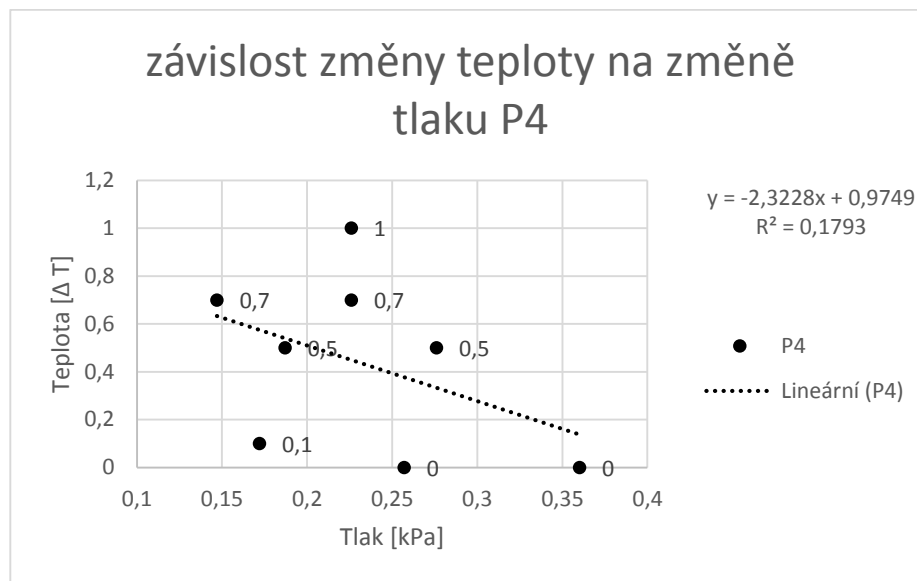
Graf 2 závislost změny teploty na změně tlaku



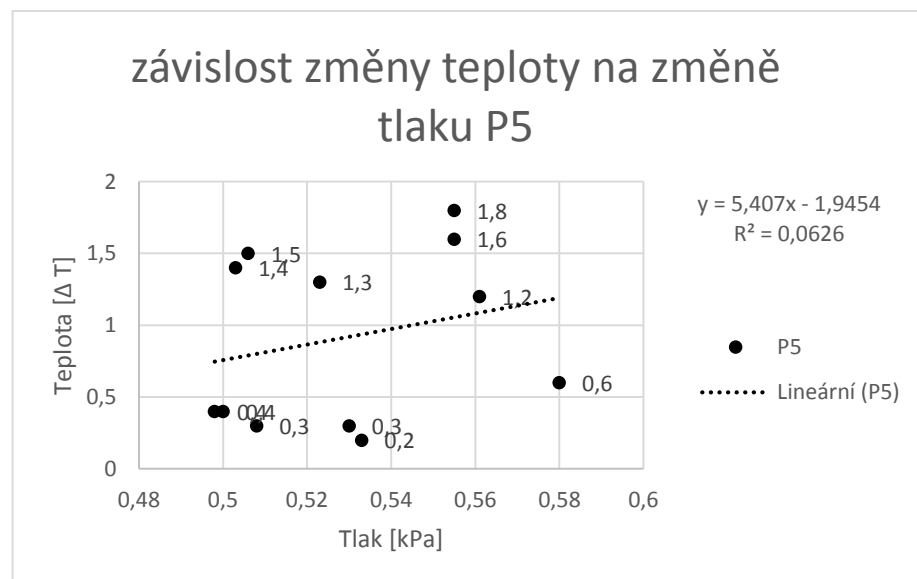
Graf 3 závislost změny teploty na změně tlaku



Graf 4 závislost změny teploty na změně tlaku



Graf 5 závislost teploty na změně tlaku



Graf 6 závislost teploty na změně tlaku

Příloha C soubor naměřených dat u druhé probandky

Poznámka: zeleně označené snímače jsou funkční s občasnými výchyly, žlutě označené snímače jsou plně funkční. Snímače bez barevného označení jsou nefunkční. Červeně označené hodnoty budou ze zpracování dat vyloučeny. Jedná se o chyby měření.

Tabulka C1 naměřený rozdíl teplot [Δ °C] u druhé probandky

teplota [Δ T]													
měřené body	L0	L1	L2	L3	L4	L5		P0	P1	P2	P3	P4	P5
počet měření													
1.	1,2	0,8	1,1	0,9	0,5	1,4		1,1	0,6	0,9	1,1	0,2	1,1
2.	0,7	0,7	0,3	0,8	0,2	0,8		0,8	1,1	1	1,4	0,3	1,2
3.	0,9	0,5	0,8	1	0,1	0,9		1	0,7	1,2	1,3	-0,2	1
4.	1,5	0,7	1,2	1,2	0,1	1		1,2	0,9	1,9	1,2	-0,1	0,7
5.	0,5	0,4	0,5	0,5	-0,1	0,2		0,9	0,8	0,9	1,4	0,2	0,7
6.	0,9	0,4	0,6	0,8	0	1,1		0,8	0,8	1,2	1	0	0,6
7.	0,9	0,8	1,2	1,1	0,9	1,3		1,1	0,5	1	1,1	0,8	1
8.	0,5	0,3	0,8	0,9	0,2	0,2		0,2	0,3	0	0,3	-0,2	0,4
9.	-1,3	-1	-0,6	0	0	1,1		1,5	1,2	1,2	1	1,2	0,7
10.	0,7	0,4	0,8	0,7	0,5	1,5		0,3	0,4	0,4	0,6	0,2	0,8
11.	0,3	0,6	0,8	0,4	0,8	0,6		0,5	0,4	0,3	0,3	0,2	0,4
12.	0,2	0	0,5	0,6	-0,1	0,6		0,3	0,5	0,1	0,5	0,5	0
Průměr	0,5 8	0,3 8	0,6 7	0,7 4	0,2 6	0,8 9		0,8 1	0,6 8	0,8 4	0,9 3	0,2 6	0,7 2
směrodatná odchylka	0,7	0,4 9	0,4 9	0,3 3	0,3 4	0,4 3		0,4 1	0,2 9	0,5 5	0,4 1	0,4 1	0,3 4

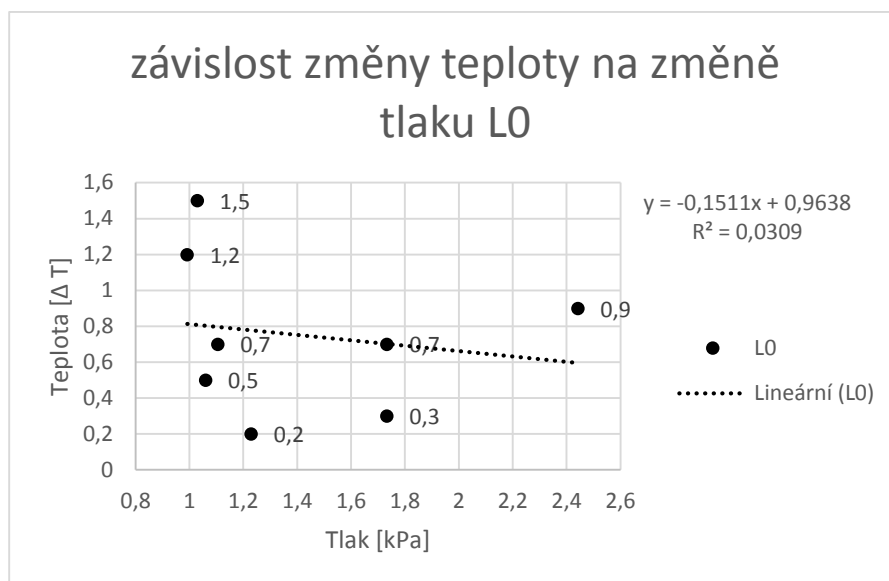
Příloha C

Tabulka C2 naměřené hodnoty tlaku [kPa]

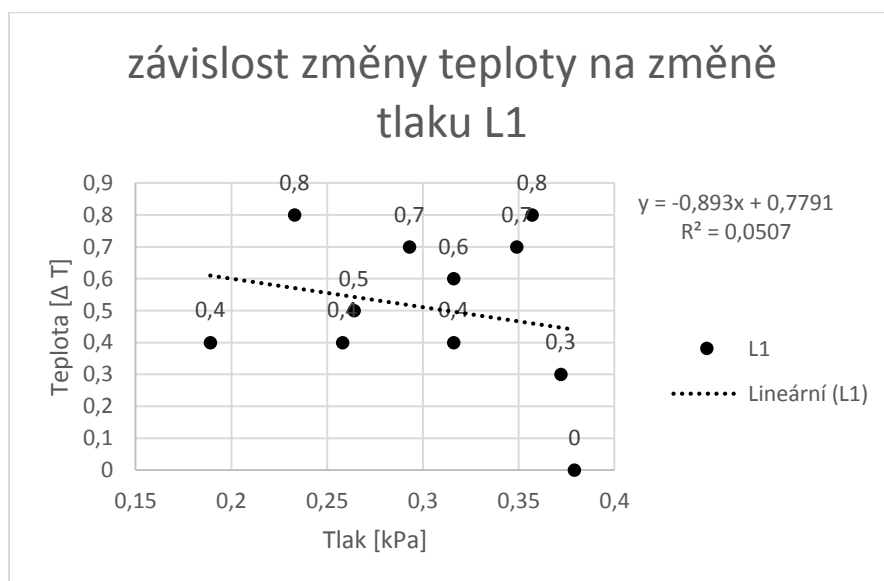
měřené body	L0	L1	L3	L4	L5	P4	P5
počet měření							
1.	0,992	0,233	0,199	1,034	0,51	0,43	0,572
2.	1,105	0,349	0,252	0,682	0,447	0,369	0,556
3.	2,442	0,264	0,247	1,073	0,506	0,409	0,609
4.	1,029	0,293	0,211	1,109	0,509	0,233	0,587
5.	5,21	0,258	0,283	1,428	0,469	0,371	0,601
6.	4,945	0,189	0,185	1,611	0,477	0,456	0,569
7.	2,409	0,357	0,318	1,148	0,549	0,572	0,607
8.	1,06	0,372	0,29	1,387	0,494	1,186	0,621
9.	0,868	0,358	0,252	0,743	0,495	0,464	0,599
10.	1,733	0,316	0,197	1,849	0,461	0,604	0,809
11.	1,733	0,316	0,197	1,849	0,461	0,604	0,809
12.	1,229	0,379	0,194	1,526	0,458	0,316	0,571
Průměr	1,3246	0,3482	0,226	1,4708	0,4738	0,6348	0,6818
směrodatná odchylka	0,3524 8	0,0271 5	0,03867 3	0,40640 7	0,0169 4	0,29547 4	0,10506 1

Tabulka C3 hodnoty naměřené deformace [%]

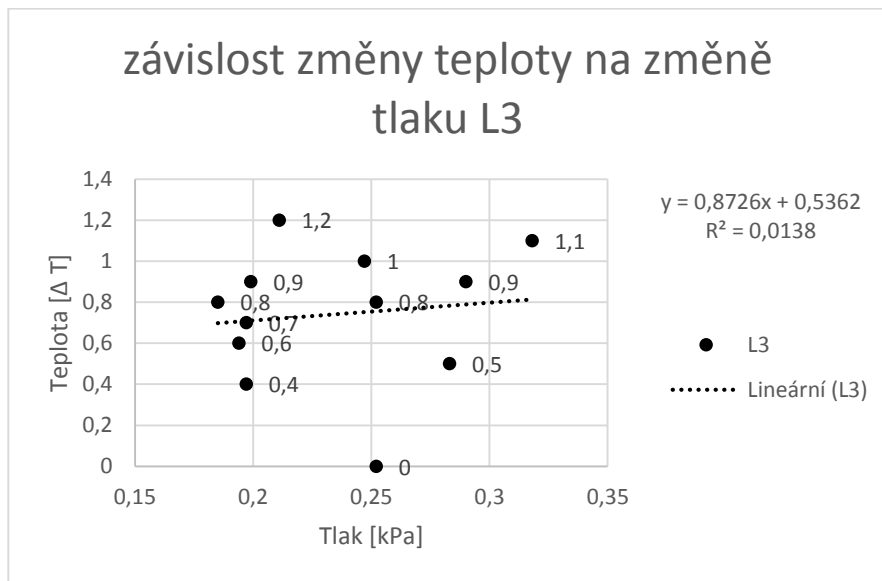
měřené body	L0	L1	L3	L4	L5	P4	P5
počet měření							
1.	28,092	5,407	4,46	20,441	13,13	10,9	14,856
2.	20,956	8,652	5,937	16,95	11,377	9,216	14,411
3.	39,87	6,283	5,802	20,758	13,24	10,325	15,677
4.	20,399	7,091	4,782	21,066	13,101	5,421	15,281
5.	82,95	6,111	6,818	23,75	11,987	9,268	15,667
6.	78,12	4,19	4,08	25,32	12,144	11,631	14,788
7.	35,48	8,86	7,79	21,404	14,221	14,779	15,787
8.	20,655	9,284	6,986	23,416	12,706	21,707	16,232
9.	19,054	8,896	5,934	17,841	12,722	11,857	15,628
10.	26,346	7,725	4,401	27,396	14,774	15,773	18,567
11.	26,346	7,725	4,401	27,396	14,774	15,773	18,567
12.	22,098	9,493	4,301	24,598	11,688	7,715	14,847
Průměr	35,030 5	7,47641 7	5,47433 3	22,528 7	12,9886 7	12,0304 2	15,859 15,859
směrodatná odchylka	21,246 4	1,61475 6	1,19438 9	3,23687 3	1,08575 1	4,19761 7	1,30837 6



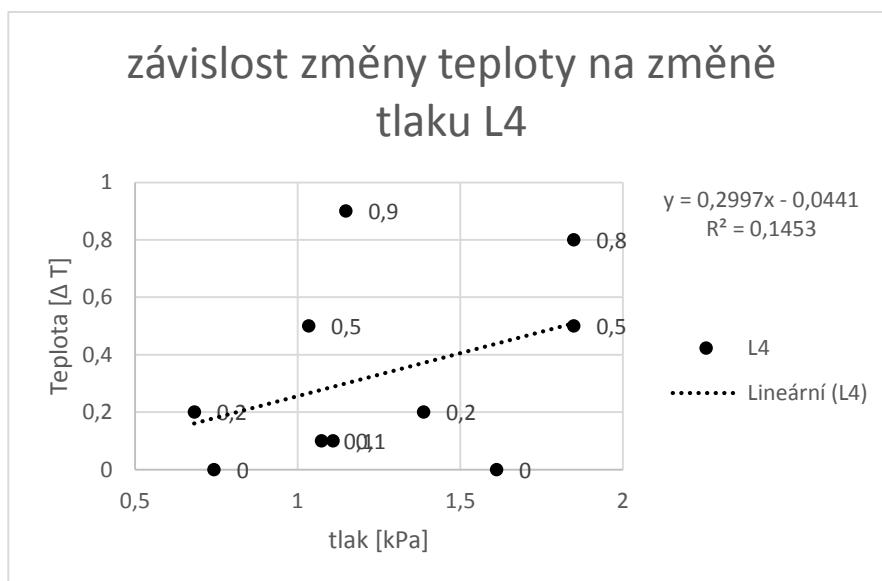
Graf 1 závislost změny teploty na změně tlaku



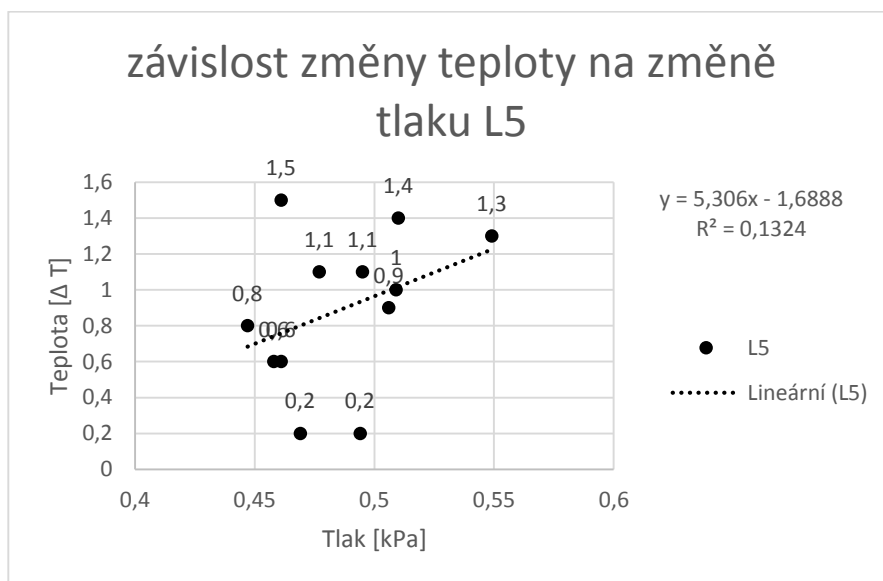
Graf 2 závislost změny teploty na změně tlaku



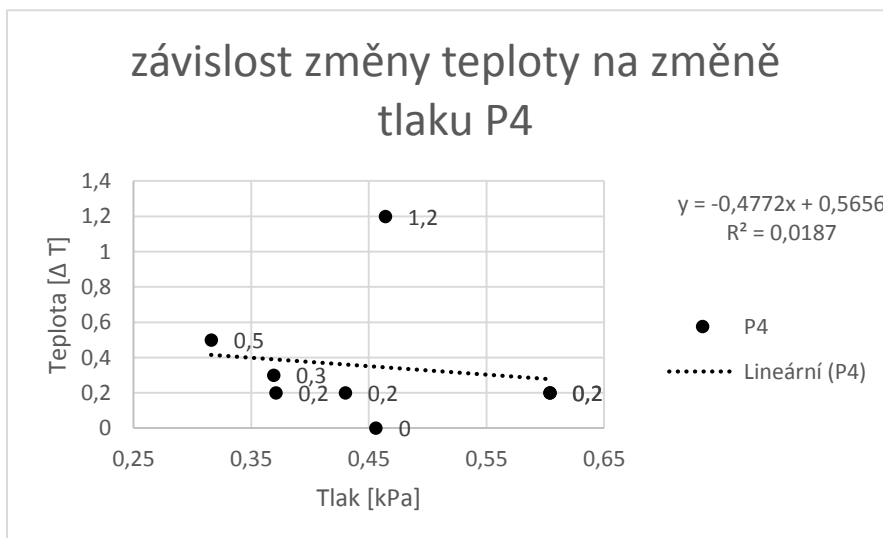
Graf 3 závislost změny teploty na změně tlaku



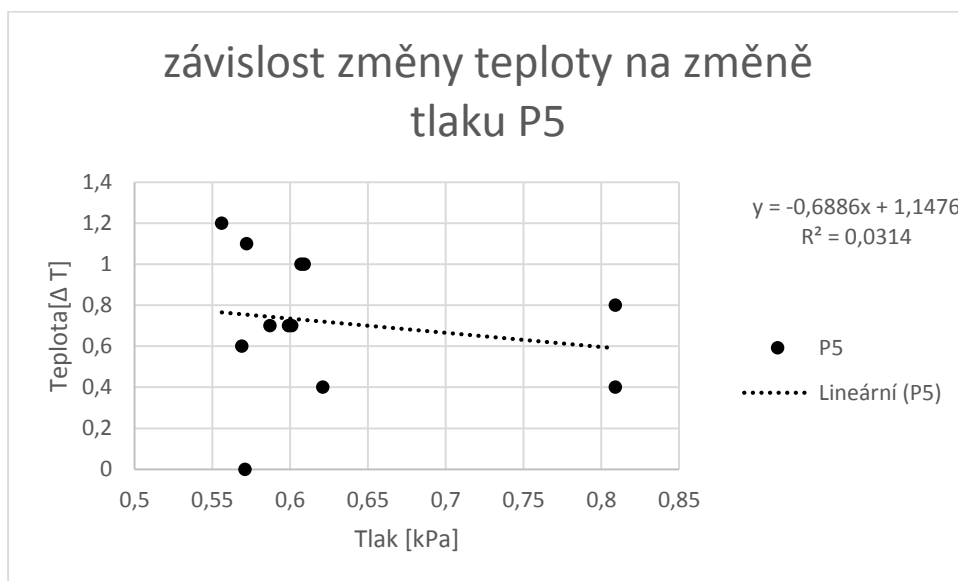
Graf 4 závislost změny teploty na změně tlaku



Graf 5 závislost změny teploty na změně tlaku



Graf 6 závislost změny teploty na změně tlaku



Graf 7 závislost změny teploty na změně tlaku